

DIE EIGENBEWEGLICHKEIT DER ZÄHNE
IM DEUTSCHSPRACHIGEN UND AMERIKANISCHEN
ZAHNÄRZTLICHEN SCHRIFTTUM

von

RAINER SCHULZ

1967

Aus der Universitäts-Klinik und Poliklinik
für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

DIE EIGENBEWEGLICHKEIT DER ZÄHNE
IM DEUTSCHSPRACHIGEN UND AMERIKANISCHEN
ZAHNÄRZTLICHEN SCHRIFTTUM

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Würde eines Doktors der Zahnheilkunde
der Hohen Medizinischen Fakultät der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von

Zahnarzt RAINER SCHULZ

aus Chemnitz/Sachsen

MAINZ 1967

Dekan: Professor Dr. Dietheim

Referent: Professor Dr. Jung

Tag d. mündl. Prüfung: 3. Juni 1967



Gesamtherstellung: Ditters Bürodienst, Mainz, Steingasse 19, Tel. 24293

INHALT

	Seite
A. Einführung	
I. Die physiologische Zahnbeweglichkeit	
Anatomische Grundlagen	1
II. Die Messung der Zahnbeweglichkeit	
(Geschichtlicher Überblick)	5
B. Die Zahnbeweglichkeit und ihre Messung im amerikanischen	
zahnärztlichen Schrifttum	12
I. Die Meßmethoden und ihre Apparatur	13
1. Manly, Yurkstas und Reswick	13
2. Picton	22
3. Shunpei Ota u. a.	23
4. Parfitt	23
(Messung der axialen Zahnbeweglichkeit)	23
II. Die Messung der Beweglichkeit der Zähne in ihrer	
Funktion	33
1. Anderson	
Messung des Drucks beim Kauen	33
2. Parfitt	
Messung des Drucks beim Kauen, Schlucken und	
Sprechen an einem einzelnen Zahn	45
III. Erörterung und Zusammenfassung	49
C. Schrifttum	
I. Deutschsprachiges Schrifttum	53
II. Amerikanisches Schrifttum	57

A. EINFÜHRUNG

I. DIE PHYSIOLOGISCHE ZAHNBEGWEGLICHKEIT

Anatomische Grundlagen

Die Interposition sehnenartiger und vaskularisierter Gewebe zwischen zwei Hartsubstanzen gibt dem Zahn eine gewisse Beweglichkeit. Diese Art von Verbindung wird in Anlehnung an die allgemeine anatomische Terminologie als Syndesmose bezeichnet.

"Syndesmose und Morphologie von Wurzel und Zahnfach verleihen dem Zahn eine gelenkartige Bewegungsmöglichkeit." (5, S. 3 ff).

Die Merkmale eines dento-alveolären Gelenkes sind aber nicht erfüllt. Bei der dento-alveolären Syndesmose handelt es sich um eine Umwandlung der den Zahn aus verschiedenen Richtungen treffenden Druckkräfte in gesetzmäßig geordnete Zugkräfte. Infolge der dento-alveolären Syndesmose wird der Zahn minimal beweglich. Diese Beweglichkeit ist beim gesunden und normalen Gebiß schon mit bloßem Auge zu sehen, wenn mit dem Finger ein zarter Druck auf die Zahnkrone in fazio-oraler Richtung ausgeübt wird. Sie kann sich auch an bestimmten Zähnen beim Knirschen zeigen, und zwar besonders "in Form einer mit der Zahnbewegung synchron verlaufenden Verschiebung der Lichtreflexe an der Oberfläche interdental liegender Mundflüssigkeit." (5, S. 5)

Langjährige kleine Zahnbewegungen beim Kauakt bewirken einen gegenseitigen Abschleifungsprozeß der ursprünglichen jugendlichen Kronenkontaktpunkte, der dann beim lückenfreien Gebiß interdendale Schliffacetten der Schmelzoberfläche hervorruft.

Bei der physiologischen Zahnbeweglichkeit und ihrer pathologischen Vergrößerung, der Zahnlockerung, werden eine Anzahl Faktoren, intraalveoläre und extraalveoläre, die miteinander verknüpft sind, wirksam (5, S. 18ff).

Intraalveoläre Faktoren der Zahnbeweglichkeit sind: "die Periodontalspaltbreite, die physikalischen Eigenschaften des Periodontalraum Inhaltes und des Alveolarknochens, die Druckverhältnisse im Periodontalraum und die Form und Zahl der Wurzeln."

Zu den extraalveolären Faktoren gehören "die Stellung des Zahnes im Zahnbogen und die Größe und Richtung der bewegenden Kraft."

Im Periodontalraum liegt, wenn von seinem Inhalt abgesehen wird, zwischen Wurzelzement und knöchernem Zahnfach ein zylindrisch-kegelförmiger Hohlraum, in dem die Zahnwurzel Bewegungen in allen drei Raumrichtungen machen kann, und zwar Translations-, Rotations-, bzw. Kippbewegungen. Die Translation kann erfolgen parallel und senkrecht zur Wurzellängsachse.

Die Translation parallel zur Wurzelachse, die axiale Zahnbeweglichkeit, ist möglich koronarwärts oder apikalwärts. Die Größe der Bewegung der ersteren ist unendlich, die der letzteren ist abhängig von der Periodontalraumbreite und vom Scheitelwinkel der kegelförmigen Wurzel.

Die horizontale Translationsgröße hängt ab von der Periodontalspaltbreite, wobei der Scheitelwinkel der kegelförmigen Wurzel berücksichtigt werden muß.

Die Rotationsbewegungen der kegelförmigen Wurzel können sein eine Rotation um die Wurzellängsachse und eine solche oder Kippung um ein Rotationszentrum, das auf der Wurzellängsachse liegt.

Die Beweglichkeit der Zähne ist abhängig von vielerlei Ursachen.

Sie sind quantitativer und qualitativer Art (29, 56).

Die quantitativen rein mechanischen Momente sind: die Höhe der Krafteinwirkung und der Umfang der desmodontalen Wurzelverankerung, mehr qualitativer Art sind die strukturellen und biophysikalischen Eigenschaften des ganzen Parodonts (29, S. 85).

Die Geschwindigkeit der Bewegung aus der Ruhelage unter Krafteinfluß und besonders das Zurückgehen des Zahnes in die Ruhelage nach Absetzen der einwirkenden Kraft werden hauptsächlich durch Flüssigkeitsverschiebungen im Desmodont beeinflußt.

Bei der Zahnbelastung durchläuft die Zahnbeweglichkeit verschiedene Phasen.

Mühlemann unterscheidet in seiner Darstellung in der SMfZ von 1951 (5, S. 27) drei Bewegungen, die initiale, die intermediäre und die terminale Zahnbeweglichkeit.

Später wurden nur zwei Phasen genannt: die initiale (oder desmodontale) und die sekundäre (parodontale) Zahnbeweglichkeit (52, 25, 56).

Bei der initialen Zahnbeweglichkeit sind nur geringe Horizontalkräfte (50 - 150g) nötig, um bei normalen Parodontalverhältnissen die Zahnkrone in einem relativ großen Bereich zu bewegen (29, S. 85).

Die initiale Zahnbeweglichkeit hat zwei Formen, die labiale und die palatinale.

Größeren Kronenausschlägen unter entsprechend größeren Krafteinwirkungen setzen die Stützgewebe stärkeren Widerstand entgegen. Das geschieht in einem Belastungsbereich von 100-1500g.

Diese Phase bezeichnete Mühlemann seinerzeit als "intermediäre." (5, S. 27)

Wird die Belastung noch weiter gesteigert, so hört die Beweglichkeit der Krone auf, oder es muß, um sie weiterzubewegen, die Horizontalkraft so vergrößert werden, daß es zu Schmerzempfindungen oder zum Abgleiten des druckausübenden Instrumentes kommt.

Diese Zone wird meist bei Kräften von 1,5 bis 2 kg angetroffen und wurde als terminale Zahnbeweglichkeit bezeichnet (5, S. 27).

Die axiale apikalwärts gerichtete Zahnbeweglichkeit ist wesentlich kleiner als die horizontale. Mit bloßem Auge ist sie überhaupt nicht sichtbar. Sie ist am größten beim Kind, beim gesunden Parodont schwankt sie nur wenig. Bei den Bewegungsphasen sind die initiale und intermediäre nicht deutlich zu unterscheiden. Die terminale axiale Zahnbeweglichkeit ist klein, scharf begrenzt und nimmt bei längerer andauernder Bewegung nicht zu (5, S. 33 ff, 63).

Jung (40, S. 934) erkennt im Gegensatz zu Mühlemann nicht drei, sondern vier Phasen der Zahnbeweglichkeit, "die sich zum Teil überschneiden". Auf die dritte von Mühlemann "als terminale bezeichnete Phase, während welcher der ganze Alveolarfortsatz Widerstand leistet und dabei angespannt wird, stockt sich aber bei weiter zunehmender und stärkster Belastung noch eine vierte auf, indem der Zahn selbst elastisch deformiert wird."

Sie muß bei der Indikation und Konstruktion von Kronen, Brückenankern und gestützten Prothesen beachtet werden. Diese vier Phasen stellen die direkten Reaktionen auf Belastung dar. Hinzu kommen noch die Lageveränderungen der Zähne. Sie entstehen dadurch, "daß das knöcherne Stützgerüst der Kiefer durch den Zug der aktiv kontrahierten oder passiv gedehnten Kaumuskulatur elastisch deformiert wird" (40, S. 935).

Jung hat durch klinische Beobachtungen und einfache Messungen festgestellt, daß der obere und untere Basalbogen bei kräftiger Betätigung der Kaumuskeln elastisch komprimiert wird und der untere außerdem noch eine Verwindung erfährt, "wobei sich während der Kauarbeit der obere Zahnbogen um wenige, der untere um mehrere Zehntelmillimeter verschmälert" (40, S. 935).

H. Marx (19) hat an Schrauben, die durch die Haut in den Knochen eingedreht und an denen elektronisch arbeitende Meßgeräte befestigt wurden, die elastischen Deformationen des Unterkiefers während der Funktion untersucht und dabei die Feststellungen Jungs bestätigt und verfeinert. In seinem Bericht in der SMfZ von 1965 (29, S. 86) charakterisiert Mühlemann die durch die Höhe der Krafteinwirkung hervorgerufene Zahnbeweglichkeit wie folgt:

"Bei einer kurzfristigen Belastung von + 1 mit 100 g macht die Krone einen Totalausschlag in palato-labialer Richtung von 0,065 mm (initiale Zahnbeweglichkeit). Weitere 400 g sind notwendig, um die Krone auf 0,12 mm auszulenken (Bereich der sekundären Zahnbeweglichkeit). Wird die Zahnbeweglichkeit mit einer Kraft von 500 g bestimmt (T_{500}), so gehen im allgemeinen 55 bis 65% des Totalausschlages auf Kosten der initialen Beweglichkeit, und 35 bis 45% sind durch elastische Deformationen des ganzen Parodonts, insbesondere des Knochens bedingt...

Die normale physiologische Beweglichkeit eines Zahnes kann nicht mit einer einzelnen Zahl, sondern nur mit einem Beweglichkeitsbereich festgelegt werden." Auch beim gleichen Individuum sind ständige Schwankungen der Zahnbeweglichkeit, durch funktionelle und hormonelle Einflüsse verursacht, festzustellen.

"Für obere Frontzähne des Erwachsenen scheint die obere Grenze des physiologischen Beweglichkeitsbereiches bei $T_{500} = 0,15$ mm zu liegen. Für Eckzähne und Molaren im Oberkiefer und Unterkiefer liegt die Grenze etwas tiefer.

Die initiale Zahnbeweglichkeit kommt durch eine rein intraalveoläre Kippung der Wurzel innerhalb des desmodontalen Bindegewebes zustande, bis die Desmodontalfasern in funktionelle Bereitschaft gebracht sind. Deshalb fehlt bei ankylotischen Wurzeln, beispielsweise im Anschluß an Replantationen, die initiale Zahnbeweglichkeit. Ankylotische Zähne haben viel geringere Beweglichkeiten, selbst wenn die Wurzeln stark durch Resorption verkürzt sind."

Der Umfang der desmodontalen Verankerung wird durch die Länge und Form der Wurzeln und durch Schwundvorgänge im Parodont bestimmt. Mehrwurzelige Zähne haben größere Desmodontalfaserinsertionsflächen und folglich kleinere Beweglichkeiten. Der Umfang der desmodontalen Verankerung wird verkleinert durch ausgeprägten Parodontalschwund, entweder in Form der Wurzeldenudation durch gingivale und ossäre Retraktion oder in Form von parodontalen Knochentaschen. Falls der Gewebsschwund ausgeprägt ist, kann eine Erhöhung der Beweglichkeit damit verbunden sein.

Die Größe der Zahnbeweglichkeit ist nicht nur von den erwähnten quantitativen rein mechanischen Momenten abhängig, auch qualitative Gewebeeigenschaften spielen eine Rolle.

So kann man bei ausgeprägter Involutionssparodontolyse (*atrophia praesenilis*) und bei reinen Gingivitisen völlig normale Beweglichkeitswerte finden, was nur mit guten biophysikalischen Eigenschaften des Restparodonts erklärbar ist (29, S. 87 ff).

Der Einfluß qualitativer Gewebsveränderungen auf die Zahnbeweglichkeit ist am besten am schwindfreien Parodont zu untersuchen.

Die Schwächung der biophysikalischen Eigenschaften des Parodonts führt zur erhöhten Zahnbeweglichkeit, wobei die ihr zugrundeliegenden geweblichen Veränderungen histologisch oft nicht nachweisbar sind.

Diese Schwächung kann durch ein okklusales Trauma als Folge von abnormen Kräften (funktionellen Störungen, orthodontischen Kräften) verursacht sein.

"Aber auch hormonale Einflüsse (z.B. Schwangerschaft) und chronisch infektiöse Zustände in Parodontaltaschen führen zur Resistenzverminderung bzw. Beweglichkeitserhöhung." (29, S. 91). Es scheint, daß marginale Reize nur in Kombination mit einer erhöhten Beanspruchung destruktive Tiefenwirkung (Bildung parodontaler Knochentaschen) besitzen.

Es stellt sich die Frage, welche der oben beschriebenen Reize zur stärksten Schwächung des Parodonts bzw. zu den größten Beweglichkeitserhöhungen führen. In erster Linie sind dies abnorme okklusale Kräfte. Dabei ist zu unterscheiden zwischen "Hyper-, Hypo-, Dys- und Parafunktionen und ihren Kombinationen... Auf Grund periodontometrischer Untersuchungen muß auch den funktionellen Störungen im Kausystem große ursächliche Bedeutung bei der Entstehung des Parodontalschwundes, besonders in seiner vertikalatrophischen Form zugesprochen werden." (29, S. 90)

II. DIE MESSUNG DER ZAHNBEGWEGLICHKEIT (Geschichtlicher Überblick)

Klinische Untersuchungen waren nicht imstande, das Frühsymptom der Zahnlockerung exakt objektiv zu erkennen. Deshalb wurden Versuche angestellt, die Zahnbeweglichkeit durch geeignete Meßmethoden zu bestimmen.

Als einer der ersten machte Heinroth (1. zit. in 26, S. 993) schon 1928 Versuche zur Messung der Zahnbeweglichkeit. Er verwendete ein Mikroelastometer, das nach dem mechanischen Hebelprinzip arbeitete.

1939 benutzte Elbrecht (2. zit. in 5, S. 5 u. 26, 993) zur Messung eine mecha-

nische Tasteruhr, die vor dem Patienten auf einem Stativ befestigt war und über einem Taster die durch Fingerdruck erzeugte labio-palatinale Bewegung der Zahnkrone registrierte. Diese Meßordnung weist indes bedeutende Fehlerquellen auf, die ihren Grund in der mangelhaften Ruhestellung des Patienten in der Kopfstütze hatte.

Werner (3. zit. in 26, S. 993) konstruierte 1942 ein Oszillometer, das aus zwei Teilen, dem Kraftteil und der Meßvorrichtung bestand. Ein Meßstab wird mittels einer Kofferdam-Klammer an den Frontzähnen befestigt und die Verschiebung der Zahnkrone bei einer Krafteinwirkung von 700 g registriert. Die Kraft wurde durch Zusammenpressen einer Feder von der Hand appliziert. Die Genauigkeit der Messungen ist für große Lockerungsgrade genügend, vermag jedoch Unterschiede unter 0,25 mm nicht voneinander abzugrenzen.

Elbrecht und Werner haben lediglich das Ausmaß der pathologischen Zahnbeweglichkeit, d. h. der Zahnlockerung einzuteilen versucht, den Übergang der physiologischen in die pathologische Zahnbeweglichkeit haben sie nicht festgestellt. (5, S. 5)

Einen völlig anderen Weg gingen Beyeler und Dreyfus. Sie entwickelten ein Vibrometer, das auf dem elektrodynamischen Prinzip mit Sender und Empfänger basiert (zit. in 26). Ähnlich arbeitete Manly, auf den später noch eingegangen wird.

Zwirner (6. zit. in 5, S. 6 u. 26, S. 993) verwendete einen Meßkondensator. Er beruht auf dem Prinzip der Kapazitätsveränderung zwischen zwei kondensatorenartigen Metallblättchen, wovon das eine auf dem zu bewegenden Zahn fixiert ist. Zu Hilfe genommen wird ein Oszillograph. Mühlemann meinte 1951 (5, S. 7), daß die Untersuchungen nicht über das Phantomstadium hinausgediehen, aber vielversprechend seien. Immerhin, so stellte Jung fest (40, S. 934), habe Zwirner die Bewegungsbahnen des Zahnes in der Alveole vermitteln können.

Parma (18 zit. in 26) und Joel benutzten ein optisches Gerät für Zahnbeweglichkeitsmessungen.

Spirgi (zit. in 26 S. 993) versuchte mit Winkelmessungen die Rotationsbewegungen des Zahnes zu erfassen.

Über elektronische Zahnbeweglichkeitsmessungen haben Parfitt (58), Picton (62), Hofmann (24) und Körber (23) berichtet, wobei letzterer "auch dynamisch bedingte Schwingungen des Zahnes auf ingenieure Weise registrierte." (Jung 40, S. 934)

Auf Parfitts und Pictons Abhandlungen wird später noch ausführlich eingegangen. Nach Jung (40, S. 934) haben "Hofmann und Körber die Meßtechnik ganz wesentlich verfeinert, wobei sich die Mitarbeit von Ingenieuren als notwendig erwies. Der Erfolg, der auch auf diesem Gebiet unentbehrlich gewordenen Gemeinschaftsarbeit besteht darin, daß wir heute den Zahn während der Arbeit gewissermaßen in mikroskopischer Vergrößerung wie auf einem abrollenden Film beobachten können, während Mühlemann, um beim Vergleich zu bleiben, stehende Bilder bei schwacher Vergrößerung betrachtet hat."

Bei der praktischen Durchführung von Zahnbeweglichkeitsmessungen bereitete die Gewinnung eines Bezugssystems und die Fixierung des Meßteils besondere Schwierigkeit. Die neuen Konstruktionen besitzen eine hohe Meßgenauigkeit, haben aber wegen ihrer Kompliziertheit keine praktische Bedeutung gewinnen können.

Einzig die Methode von H. R. Mühlemann, so meint Savdir (26 S. 994), hat eine verbreitete klinische Anwendung gefunden. Sein Verfahren hat von verschiedener Seite wissenschaftliche Untersuchungen in der Literatur, besonders in der amerikanischen, ausgelöst. Mühlemann führte einen genau festgelegten Meßpunkt ein (3 mm apikal der inzisalen Kante auf der Mittellinie des Zahnes). Dadurch werden wiederholte Messungen vergleichbar. Es kam ihm aber auch nicht nur auf die Messung des Ausschlages der Zahnkrone an, sondern auch darauf, daß er die Bewegungen des Zahnes in Relation zur Größe und Dauer der Krafteinwirkung brachte und die an der Meßuhr abgelesenen Werte in Diagrammen einzeichnete.

Mit seinem Periodontometer führte er als erster systematische Untersuchungen über die Zahnbeweglichkeit durch und schuf durch sie die eigentlichen Grundlagen der Periodontometrie. Sein Periodontometer besteht aus einer intraoral fixierten Tasteruhr. Die Kraft wird mittels eines von der Hand an den Zahn geführten Dynamometers appliziert und ist in Richtung und Größe bestimmbar.

Zwei Meßgeräte wurden entwickelt, das Makroperiodontometer und das Mikroperiodontometer. Das Prinzip der Beweglichkeitsregistrierung ist bei beiden Instrumenten gleich. Die Instrumente unterscheiden sich nur in Größe und Genauigkeit. Das Makroperiodontometer ist für Messungen der horizontalen Beweglichkeit der Schneidezähne vorzugsweise im Oberkiefer bestimmt. Das Mikroperiodontometer ist ein sehr kleines Zifferblattgerät, das Beweglichkeitsmessungen in allen Zähnen erlaubt. Die Methode ist ermüdend, schwer erlernbar, weniger leicht durchführbar und nur dann angezeigt, wenn die Beweglichkeit der Backenzähne bestimmt werden soll (55, S. 111).

Mit dem großen Periodontometer, das auf einem Gipsabdruckklöffel, und mit dem Mikroperiodontometer, das auf einem Spezialabdruckklöffel montiert war, führte er zur Bestimmung der Fehlergrößen der Meßmethoden beider Taster-Uhren nach der intraoralen Methode Doppel- respektive Mehrbestimmungen derselben Zähne mit jeder von ihnen durch, verglich sie und analysierte sie statistisch. Dabei ergab sich, daß die Meßfehler bei den Beweglichkeitsbestimmungen am einzelnen Zahn mit dem großen Periodontometer $\pm 5\%$ und mit dem Mikroperiodontometer $\pm 12\%$ betrugen (12, S. 637).

Auf Grund dieser Analyse hat sich von den zahlreichen Verfahren zur Bestimmung des Lockerungsgrades der Zähne in der Klinik nur die Periodontometrie mit dem Makroperiodontometer erfolgreich durchgesetzt, und zwar wegen des einfachen und billigen mechanischen Meßprinzips und der wenig zeitraubenden und sicheren Befestigungsmöglichkeit der Meßgeräte.

"Mit der Periodontometrie wird die Größe der Bewegung respektive der Zähne bestimmt, die unmittelbar bei der horizontalen Kronenbelastung mit einer kurzfristigen zwei bis drei Sekunden dauernden Kraft auftritt. Beispielsweise wird der labio-palatinale Totalausschlag (T) durch Summation des Weges aus der Ruhelage (R) in die Labialstellung (L) und Palatinalstellung (P) bei einer Krafteinwirkung von 500 g (T 500) gemessen." (25 S. 1352)

Jung (38) hat sich speziell mit der Gesetzmäßigkeit und der Größe der funktionell-elastischen Deformation des Kieferknochens beschäftigt und hierzu Messungen mit einem sogenannten Innentaster durchgeführt (31). Dieser besteht aus einem taschenuhrgroßen Gehäuse und zwei Meßschenkeln. "Das Gehäuse zeigt eine graduierte Rundskala für einen Meßbereich von je 10 mm. Ein gemessener Millimeter ist auf der Skala 12,5 mm breit, so daß sich Entfernungen von 0,02 mm noch mit Sicherheit ablesen lassen."

Der eine Meßschenkel ist mit dem Gehäuse starr, der andere drehbar verbunden. Der bewegliche betätigt den Zeiger über der Skala. Er muß zur Annäherung an den starren eine Federkraft von 35 g überwinden. Der Innentaster wird mit seinen Meßspitzen an zwei Zähne gelegt, er übt dann gegen jeden Zahn einen Druck von 17,5 g aus.

Gemessen wurde in der Regel der Abstand des unteren rechten 2. Molaren zum unteren linken 2. Molaren und der des unteren rechten 2. Prämolaren zum unteren linken 2. Prämolaren. Damit die Tasterspitzen stets an die gleichen Stellen angesetzt werden konnten, wurden auf den zu messenden Zähnen aus Metall gegossene Kappen festzementiert, die nur die bukkalen, okklusalen und lingualen Zahnflächen bedeckten, die approximalen dagegen frei ließen,

wodurch die Nachbarzähne möglichst unbeeinflusst blieben, später wurde hierzu schnell härtender Kunststoff verwendet.

Da der Druck, je 17,5 g während der ganzen Meßaktion gleichmäßig wirkt, kann die dadurch gewirkte Lageveränderung des Zahnes nicht als Fehlerquelle auftreten. Dagegen werden elastische Lageveränderungen des Knochens durch die Federkraft des Innentasters beeinflusst, wobei von der Feststellung ausgegangen wurde, daß sich die Entfernung der Zähne voneinander bei den Bewegungen des Unterkiefers im Vergleich zur physiologischen Ruhelage immer verringert.

Jung (31, S. 92) sieht seine Untersuchungen, über die er 1952 berichtet hat, durch Mühlmanns von 1948-50 durchgeführten Messungen über die Beweglichkeit des Zahnes bestätigt. Beide kommen von verschiedenen Ansätzen zu dem gleichen oder ähnlichen Ergebnis. Jung hat sich bemüht, die Eigenbeweglichkeit des Zahnes in der Alveole auszuschalten, Mühlmann hat durch exakte Messungen festgestellt, daß der Periodontalspalt nur durch relativ kleine Kräfte beansprucht wird; sobald starke Kräfte gegen den Zahn einwirken, konstatiert er elastische Deformationen des gesamten Alveolarfortsatzes.

Das Periodontometer arbeitet auf mechanischem Prinzip. Durch die Fortschritte auf dem Gebiet der Elektrotechnik und durch die damit verbundene Popularisierung elektronischer Meßgeräte stehen wesentlich empfindlichere Meßverfahren zur Verfügung (25, S. 1354).

Ein elektronisches Gerät zur Messung der horizontalen Zahnbeweglichkeit, ein Periodontograph, ist von Sanih Savdir (26) konstruiert und mit Unterstützung von Mühlmann soweit weitergeführt worden, daß eine klinisch brauchbare Methode entwickelt werden konnte.

Der Periodontograph besteht aus

1. dem an dem Zahn angebrachten mechanischen Teil, dem Zahnbeweglichkeitsmeßgerät, der Meßkopf und Kraftgeber trägt,
2. der Haltevorrichtung und
3. der elektrischen Meßeinrichtung (Meßkopf, Schreiber und Verstärker)...

Seine besondere Fixierung im Munde ermöglicht ein stabiles Bezugssystem, hohe Meßgenauigkeit und Reproduzierbarkeit. Rasch oder langsam erfolgende Zahnbewegungen sowie die Krafteinwirkung können automatisch registriert werden. Die Vorteile des Periodontographen gegenüber dem bisherigen Verfahren sind:

1. Keine Vorbelastung des zu messenden Zahnes durch die Apparatur,

2. ruckartige Belastungs- und Entlastungsmöglichkeit des Zahnes,
 3. Belastbarkeit durch konstante Dauerkräfte,
 4. zusammenfallende Richtung von Kraftansatz und Bewegungsmessung. "
- (26, S. 993 ff)

Mühlemann und Rateitschak haben die Möglichkeiten des auf mechanischem Prinzip arbeitenden Periodontometers mit denjenigen elektronischer Meßgeräte (EMG) verglichen und dazu die von Savdir entwickelte Meßapparatur verwendet. Die Bewegungsänderungen der unter bekannten Kräften stehenden Zähne wurden durch induktive Geber, die ihrerseits die Zahnkronen nicht belasten, gemessen. Bei kurzfristigen Belastungen besteht zwischen den beiden Zahnbeweglichkeitskurven ein sehr ähnlicher Verlauf. Bei Rückstellbewegungen der kurzfristig mit 500 g nach labial belasteten und plötzlich entlasteten Zahnkrone mit dem Periodontometer und dem EMG, in Abhängigkeit zur Zeit gemessen, ergab sich, daß die erste Phase der Entlastungsbewegung mit dem Periodontometer nicht exakt erfaßbar ist. Die elektronische Aufzeichnung hingegen läßt zahlreiche Einzelheiten erkennen, wie z. B. die Geschwindigkeit des Rückfalls, die von der vorausgegangenen Belastung, dem Lockerungsgrad des Zahnes oder dem Herzpulsschlag abhängt ...

Auch zur Bestimmung der Hysterese während der 2. Phase der Entlastungsbewegung ist die elektronische Aufzeichnung überlegen. " (25, S. 1357)

Dasselbe gilt auch für den Zahnkronenausschlag und die Rückstellbewegung bei langfristiger minutenlanger Belastung. Trotz Ähnlichkeit beider Kurven ist ersichtlich, daß bei allen zeitabhängigen Messungen eine automatische Aufzeichnung mit dem EMG vorzuziehen ist.

Obwohl die elektronische Zahnbeweglichkeitsmessung viele Vorzüge besitzt, hat aber die mit dem mechanischen Meßprinzip arbeitende Periodontometrie ihre große Bedeutung. H. R. Mühlemann stellt fest, daß sie 1963 eine zwölfjährige klinische Bewährungsprobe bestanden hat. Ihre Indikation ist übersichtlich. Die Normwerte der horizontalen physiologischen Zahnbeweglichkeit in den verschiedenen Altersstufen und Geschlechtern wurden festgelegt. Erhöhungen derselben über 50% wurden als pathologische Beweglichkeit bezeichnet.

"Die Periodontometrie eignet sich in praktischer Hinsicht

1. zur parodontalen Frühdiagnostik,
2. zur Beurteilung von Parodontalbehandlungen und der Frühdiagnostik eventueller Behandlungsrecidive,
3. zur Diagnose des okklusalen Traumas. " (25, 1353)

Wissenschaftlich hat die Periodontometrie allgemeine Erkenntnisse über den Mechanismus der Zahnbeweglichkeit geschaffen. Beim Beginn der Arbeiten über die Zahnbeweglichkeit (etwa 1948) bestand die Absicht, mit der Periodontometrie in erster Linie den Einfluß interner Faktoren auf den biophysikalischen Zustand des parodontalen Knochen-Bindegewebes zu erforschen. Wohl wurde bekannt, daß z. B. hormonale Vorgänge im Organismus, wie sie sich während der Schwangerschaft abspielen, eindeutige Erhöhungen der physiologischen Zahnbeweglichkeit bewirken. Aber die Beeinflussung des Parodonts durch systematisch untersuchte, intern verabreichte Parodontalpharmaka waren entweder nicht existent oder aus methodischen Unzulänglichkeiten nicht nachweisbar oder aber, was wahrscheinlicher ist, überlagert und verwischt durch lokale, besonders kau- und parafunktionelle Einflüsse, die weitaus die größte Wirkung auf die Zahnbeweglichkeit besitzen ...

Die Periodontometrie hat versagt, mit einzelnen oder in zeitlichen Abständen erfolgenden Bestimmungen des biophysikalischen Zustandes des Parodonts (kurzfristige Belastungsmessungen) den sogenannten "biologischen Faktor", d. h. die konstitutionell bedingte biologische Reaktionsweise des Parodontalkomplexes auf pathogene Reize der über die ebenso vagen Begriffe wie "Parodontalinsuffizienz" oder "Resistenz" entscheiden soll, quantitativ zu charakterisieren." (25, 1357) Aus dieser Erfahrung heraus wurde versucht, einen neuen Weg für die quantitative Erfassung des Knochenfaktors zu entwickeln. Mühlemann und seine Mitarbeiter gingen von der Hypothese aus, daß die periodontale Struktur mit sogenannter "verminderter Resistenz" oder größerer Anfälligkeit auf standardisierte starke Belastungen (stresses) verschieden reagieren würden. Solche biologische Reaktionen wurden mit der elektronischen Apparatur von Savdir gemessen. Über die Ergebnisse ist im "Journal of Periodontology" 1965 berichtet (56, S. 58/148-63/153).

B. DIE ZAHNBEGWEGLICHKEIT UND IHRE MESSUNG IM AMERIKANISCHEN ZAHNÄRZTLICHEN SCHRIFTTUM

Bei den bisherigen Darstellungen bestand die Absicht, in die Arbeit auf dem Bereich der Zahnbeweglichkeit und ihrer Messung sowie ihrer Ergebnisse, soweit sie in zahnärztlichen Fachzeitschriften der Schweiz und Deutschlands vorlag, einzuführen, um damit auch eine Ausgangs- und Vergleichsbasis zu haben für die Untersuchungen, die auf dem nämlichen Gebiet in amerikanischen zahnärztlichen Instituten und Kliniken vorgenommen wurden und über die in den dortigen Fachzeitschriften berichtet worden ist.

Es ging bei der Fülle des vorhandenen Materials nicht um Vollständigkeit, sondern nur um die Bereitstellung der Veröffentlichungen, die sich unmittelbar mit den Meßmethoden und ihrer Apparatur zur Feststellung der Zahnbeweglichkeit, mit Belastungs- und Entlastungsmessungen, mit den Kraft- und Druckverhältnissen der Zähne in ihrer Funktion und mit der Beurteilung des Parodonts durch Zahnbeweglichkeitsmessungen usw. beschäftigen.

Durchgesehen wurden vor allem das "Journal of Periodontology" und das "Journal of Dental Research", und zwar die Jahrgänge seit 1951. Es wurde bei diesem Zeitansatz auch ein gewisser geschichtlicher Aspekt sichtbar.

Von Interesse waren dabei die Berichte von R. S. Manly, A. Yurkstas und J. B. Reswick über "Ein Instrument zur Messung der Beweglichkeit der Zähne" (An Instrument for Measuring Tooth Mobility) im "Journal of Periodontology" vom Juli 1951 (57), desgleichen von D. C. A. Picton "Eine Methode zur Messung der physiologischen Zahnbeweglichkeit beim Menschen" (A Method of Measuring Physiological Tooth Movements in Man) im "Journal of Dental Research" vom Oktober 1957 (62) und über "Die vertikale Beweglichkeit der Molaren beim Beißen" (Vertical Mobility of Cheek Teeth with Biting) in derselben Zeitschrift vom November 1962, ferner G. J. Parfitt über "Die Messung der physiologischen Beweglichkeit einzelner Zähne in axialer Richtung" (Measurement of the Physiological Mobility of Individual Teeth in an Axial Direction) im "Journal of Dental Research" von 1960 (58) und über "Die Kräfteverhältnisse bei einem Zahn während seiner Arbeit" (The Dynamics of a Tooth in Function) im "Journal of Periodontology" vom April 1961 (59). D. J. Anderson hat im "Journal of Dental Research" von 1956 über "Die Messung des Drucks beim Kauen" berichtet (Measurement of Stress in Mastication I, II) (61).

Bemerkenswert ist, daß eine ganze Reihe von wissenschaftlichen Abhandlungen

von Mühlemann und seinen Mitarbeitern in diesen beiden Fachzeitschriften seit 1951 veröffentlicht sind, darunter als letzte die von Mühlemann, Savdir und Rateitschak über "Die Ursachen und Bedeutung der Zahnbeweglichkeit" (Tooth Mobility - Its Causes and Significance) im "Journal of Periodontology" von 1965 (56).

Die folgenden Berichte sind geordnet nach der Materie, die sie behandeln und hier wieder, sofern möglich, in zeitlicher Reihenfolge. Es kam dabei nicht darauf an, nur das Ergebnis, die Zusammenfassung der einzelnen Untersuchungen herauszustellen, sondern auch den Weg und die Methoden, die Tests, kurz die Darstellung, soweit nötig, in aller Ausführlichkeit wiederzugeben. Zur Ergänzung wurden auch Auszüge und Berichte im Supplement der Journale verwendet.

I. DIE MESSMETHODEN UND IHRE APPARATUR

1. Manly, Yurkstas und Reswick

Manly und seine Mitautoren (57) gehen wie Mühlemann davon aus, daß das

a. klinische Verfahren

zur Erkenntnis und Beurteilung der Bewegung des Zahnes nicht präzise ist. Es ist deshalb nötig, eine objektive Methode zu entwickeln, die die unterschiedlichen Grade der Beweglichkeit der Zähne schon erkennt, ehe sie klinisch bemerkt werden, und die damit eine praktische Bedeutung auch für die Prothetik, Orthodontie und Parodontologie hätte.

Die Versuche Elbrechts und Werners, die gewöhnliche klinische Methode objektiv zu gestalten, erscheint ihnen umständlich und unpraktisch.

Mehr Erfolg versprechen sie sich von der Überlegung, die auch Beyeler und Dreyfus angestellt haben, Schwingungen zur Überprüfung der Beweglichkeit der Zähne zu verwenden. Sie glauben, daß diese Vibrationstechnik Vorteile besitzen würde.

Wenn ein Zahn in Schwingungen versetzt werden könnte, indem man ihn mit einem Vibrationsstab dazu bringt, könnte die Beweglichkeit zur Vibrationsamplitude in Beziehung gesetzt werden, wenn eine Kraft konstant gehalten würde.

Ein fester Bezugspunkt würde in diesem Falle nicht benötigt werden, da die

Trägheit des Instruments und des Kiefers dazu dienen würden, diese in einem angemessenen Verhältnis zueinander zu halten. Wenn der Zahn fest wäre, würde er sich wenig hin- und herbewegen. Wenn darüberhinaus die Periodontalmembrane wirklich elastisch wäre, gäbe es Frequenzen, bei denen der Zahn mit sehr kleinem Energieaufwand schwingen würde und in Schwingung gehalten werden könnte. Diese theoretischen Erwägungen waren dann bestimmend für die Verfahrensweise.

b. Verfahrensweise

Die Ausrüstung, mit der dieses Prinzip erforscht werden sollte, wurde so ausgewählt, daß ein weiter Umfang von Frequenzen untersucht werden konnte, um festzustellen, ob eine Resonanz bei jeder Frequenz erfolgt und um zu messen, wie weit der Zahn bei jeder Frequenz vibriert.

Ein "Audio Frequency Oscillator", Jackson Modell 652, wurde direkt mit einem Schallplattenschneider, Marke Brush No. RC20, verbunden. Ein rostfreier Stahlstab von 1 mm Durchmesser wurde im rechten Winkel an einen Stab angelötet, von einer Größe, die zu dem Schneider paßte. In den rostfreien Stahlstab wurde, gegenüber dem Ende mit der Schneidenadel, eine Kerbe gefeilt.

Eine LP-21 Astatic-Pickup-Einheit wurde derart angebracht, daß die Pickup-Nadel in der Kerbe ruhte. Der Schneider und die Pickupeinheit wurden durch ein zurecht geschnittenes Stück Kork voneinander getrennt. Die Ausgangsspannung des Plattenspielerpickups wurde mit dem Stromkreis der Eingangsspannung des Plattenspielers verbunden, der von einem Newcomb-10 Watt-Verstärker kam.

Die Ausgangsspannung des Verstärkers wurde mit einem Decibelmeter, Weston Modell 695, Type 11, gemessen.

Mit dieser Ausrüstung konnte der Stab in Longitudinalvibration mit Frequenzen von 20 bis ca. 15 000 Perioden pro Sekunde versetzt werden. Die Vibrationsamplitude des Stabes konnte durch Ablesen des Decibelometers bestimmt werden.

Vorbereitende Tests ergaben keinen Anhalt dafür, daß normale Zähne eine wirkliche Resonanzfrequenz hatten, aber es konnte möglicherweise die Hypothese gestützt werden, daß die Beweglichkeit der Zähne an dem Ausmaß der Vibration bei einer bestimmten Frequenz zu messen war. Es erschien logisch, zunächst nach einer Frequenz zu suchen, mit der man am besten Zähne, bei denen der Grad der Beweglichkeit gehemmt war, differenzieren konnte.

c. Resultate bei Vitromodellen

Es wurden Vitromodelle angefertigt, um die Elastizität der Strukturen, die einen Zahn im Alveolarknochen unterstützten, zu verdoppeln. Eine Experimentalserie wurde durchgeführt, bei der imitierte Periodontalmembranen aus Dicor, einem Kunststoff, der zu Gesichtsprothesen verwendet wird, hergestellt und bei der vier ähnliche obere mittlere Schneidezähne, vier obere laterale Schneidezähne, vier untere Schneidezähne und vier Prämolaren ausgewählt wurden.

Die Zähne und die Glasstäbe wurden gleichzeitig in Wachs getaucht, das in einem Wasserbad bei 100° C geschmolzen war. Ein Zahn von jedem Typus blieb unbedeckt. Die anderen drei Zähne wurden ein-, zwei- oder dreimal in das Wachs getaucht. Die Dicke des Wachses auf den Glasstäben wurde mit 0,17, 0,38 und 0,54 mm gemessen. Es wurde angenommen, daß der Mantel auf den Zähnen gleich war. Die Zähne mit der Wachsdecke wurden dann in Kolben gebracht, die ausgekocht und mit Dicor versehen waren. Sie wurden in Halbkugeln aus weißem Gips gesetzt, wobei genau die anatomische Krone herausragte (keiner der Zähne war nach dem üblichen klinischen Kriterium beweglich).

Der Instrumentalstab wurde auf das mittlere Drittel der Labialoberfläche eines Zahnes gesetzt. Dabei wurden Amplitudenmaße aufgenommen für Frequenzen von 100 bis 10 000 Perioden. Diese Ablesungen wurden mit solchen verglichen, die man erhielt, wenn der Stab die Fingerspitze berührte, um eine Kontrollmessung auf dem Instrument herzustellen.

Diese Daten sind aus Fig. 1 zu ersehen. Es besteht kaum ein Unterschied zwischen der Kontrollmessung und derjenigen bei Zähnen bei einem Frequenzbereich unter 300 und über 8 000 Perioden.

Von Interesse ist natürlich derjenige Frequenzbereich, bei dem eine unterschiedliche Dicke der Periodontalmembrane unterschiedliche Instrumentenmessungen hervorruft. Dieser Bereich liegt zwischen 800 und 6 000 Perioden.

Die beste einzelne Frequenz wurde bei 1 000 Perioden bestimmt. Bei dieser Frequenz rief der Kontrollzahn eine Instrumentenablesung hervor, die 32 Decibel niedriger war als die Ablesung, bei der der Stab gegen einen Finger gehalten wurde. Die Zähne mit einer Pseudoperiodontalmembrane von 0,17 und 0,38 mm ergaben Messungen, die 8 Decibel höher waren als die Kontrolle, die direkt in Gips gesetzt war. Die Zähne mit einer 0,54 mm Membrane kamen 17 Decibel höher als die Kontrolle.

Dieselben Ergebnisse zeigten die Versuche mit Prämolaren. Der Bereich zwischen 700 und 5 000 Perioden bewirkte eine gewisse Unterschiedlichkeit bei den Zähnen, die beste Scheidung ("Separation") wurde jedoch zwischen 900 und 1 250 Perioden erreicht.

Ein ähnliches Resultat wurde mit einem anderen Satz Zähne erzielt. Dabei wurden Reibband ("friction tape") und Gummi als Pseudoperiodontalmembrane benutzt.

Diese Resultate zeigen, daß 1 000 Perioden die Frequenz ist, bei der man diese Ausrüstung gebrauchen kann, um Zähne mit verschiedener Dicke der Pseudoperiodontalmembrane zu unterscheiden.

d. Vorgetäuschter Verlust der Knochenstütze

Im vorhergehenden Experiment hatten alle Zähne eine gleiche mit Gips bedeckte Wurzelfläche. Die Zahnbeweglichkeit entwickelt sich öfter aus "Alveoloclasie" als aus Verdickung der Periodontalmembrane. Deshalb erschien es wichtig, herauszubekommen, ob die Ausrüstung eine Beweglichkeit aufzeigen würde, die sich auf Knochenschwund zurückführen läßt.

Sechs Eckzähne wurden ausgewählt und ihre Wurzeln wurden 15 mal in eine gesättigte Lösung von Guttapercha in Kohlenstofftetrachlorid getaucht, um einen Belag von definitiver Stärke auf der Wurzel hervorzurufen. Ein Kontrollexperiment mit Glasstäben zeigte, daß die Behandlung einen Belag von einer Stärke von 0,29 mm auf der Wurzelpartie hervorgerufen haben mußte. Das Instrument wurde so eingestellt, daß 12 Decibel auf 1 000 Perioden kamen.

Darauf wurden Messungen von 100 bis 10 000 Perioden vorgenommen, bei denen das Gerät die Fingerspitze leicht berührte. Dann wurde eine zweite Messungsreihe durchgeführt, bei der das Gerät die Labialoberfläche eines der Zähne leicht berührte. Darauf wurde der Gips vom Zahnhals bis auf eine Tiefe von 1 mm abgeschabt, wobei ein Verlust der Knochenunterstützung vorgetäuscht wurde. Wieder wurde von 100 bis 10 000 Perioden gemessen. Die "Tasche" wurde um einen weiteren Millimeter vertieft, und wieder wurden Messungen vorgenommen. Die Prozedur wurde wiederholt, bis eine Tiefe von 10 mm erreicht wurde. Die Kurven in Fig. 2 zeigen, daß ein genaues Verhältnis der Tiefe der Tasche und den Instrumentenmessungen im Bereich von 800 bis 15 000 Perioden pro Sekunde besteht. Bei keiner anderen Frequenz konnte der Verlust der Zahnstütze mit Hilfe dieses Instruments als übereinstimmend gezeigt werden.

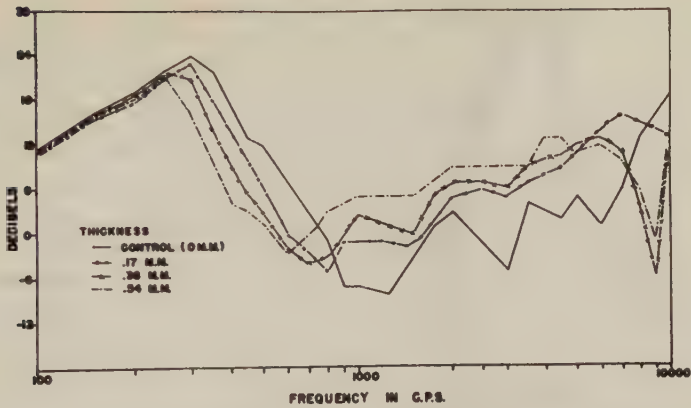


Fig. 1. Effect of thickness of dicor layer on roots of teeth.

Fig. 1: Effekt der Stärke der Dicor-Auflagen auf den Zahnwurzeln;
Horizontal: Frequenz in Perioden pro Sekunde

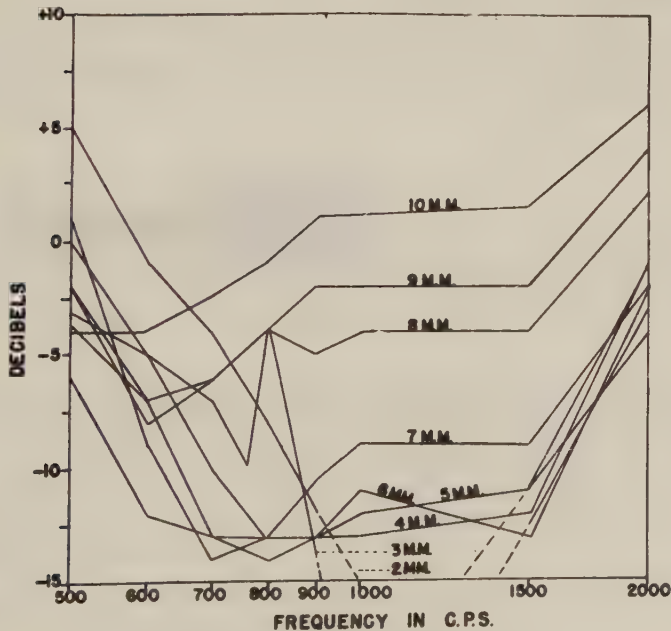


Fig. 2. Influence of loss of supporting structure on tooth mobility.

Fig. 2: Einfluß des Verlustes an Stützstruktur auf die Zahnbeweglichkeit

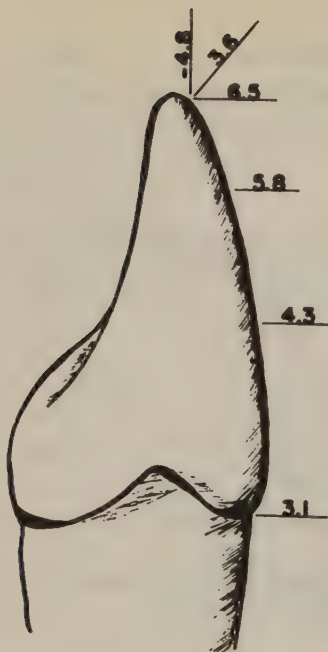


Fig. 3. Average decibel reading on the four mandibular incisors.

Fig. 3: Durchschnittliche Decibelablesung an den 4 Mandibularschneidezähnen

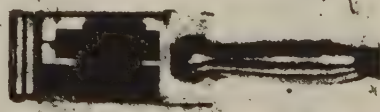


Fig. 4. Preliminary clinical model of mobilometer head.

Fig. 4: Vorläufiges klinisches Modell eines Mobilometerkopfes

e. Der Einfluß der Stellung und der Richtung, in der die Vibration angewendet wurde.

Einige vorbereitende Tests wurden mit den Zähnen einer Versuchsperson (R. S. Manly) veranstaltet. Es wurde beobachtet, daß der Ort und die Richtung der einwirkenden Vibration die Meßergebnisse bei lebenden Zähnen beeinflussen würden. Um das exakte Ausmaß dieses Einflusses erkennen zu können, wurden Messungen bei den unteren mittleren Schneidezähnen der Versuchsperson durch zwei "Operateure" veranstaltet. Alle Messungen wurden bei 1000 Perioden pro Sekunde mit einer Instrumenteneinstellung von 12 Decibels gegen die Fingerspitze gemacht. Die verschiedenen Richtungen und Orte sind diagrammatisch in Fig. 3 abgebildet. Der Pfeil zeigt die Stellung und Richtung des Stabes an. Die Zahlen auf dem Pfeil bezeichnen die mittlere und Standardabweichung einer einzelnen Bestimmung. Wie zu erwarten, erhält man die größte Vibrationsamplitude, wenn der Stab rechtwinkelig auf die Längsachse des Zahnes so nah wie möglich an die Schneiden aufgesetzt wird. Messungen nahe der "gingiva" zeigen, daß der Zahn weniger vibriert. Am wenigsten Bewegung kommt zustande, wenn das Instrument an der Schneide parallel zur Längsachse des Zahnes angesetzt wird. Die Bewegung in der Labial-Lingual-Richtung ist 3,5 mal größer als in Richtung der Achse. Es ist allgemein bekannt, daß Zähne Belastungen in Richtung der Achse besser als in labial-lingualer Richtung aushalten können. Diese Zahl bedeutet jedoch den ersten bekannten Versuch, diesen Unterschied quantitativ festzustellen.

f. Entwicklung eines für klinische Zwecke brauchbaren Instruments

Die Apparatur wurde an Versuchspersonen mit Zähnen von verschiedenen Graden klinischer Beweglichkeit ausprobiert. Das ergab Messungen bis zu 13 Decibels an Zähnen, die klinisch außerordentlich lose sind. Normalzähne ergaben 6 Decibels.

Unglücklicherweise waren an verschiedenen Tagen die Ablesungen ungenau. Außerdem unterschieden sich die Auswertungen verschiedener Beobachter beträchtlich voneinander. Die Schwierigkeit, so fand man heraus, lag in der Druckempfindlichkeit des Instrumentes, wobei leichte Veränderungen des Drucks, mit dem das Instrument auf die Zähne wirkte, die Meßergebnisse bis zu 6 Decibels variieren ließ.

Dieses hohe Ausmaß von Druckempfindlichkeit konnte nicht unbeachtet gelassen werden, da eine Genauigkeit von ± 1 Decibel benötigt wurde, um ver-

schiedene Grade der Zahnbeweglichkeit, die man klinisch beurteilen konnte, auseinanderzuhalten. Mehrere Abänderungen wurden ausprobiert, einschließlich derjenigen, daß man eine 1000-periodische Stimmgabel in das mechanische System einführte, was einige Verbesserungen bewirkte, die jedoch für das Vorhaben nicht ausreichten.

g. Einzelheiten eines vorläufigen klinischen Modells, eines "Mobilometers"

Die Lösung des Problems der Druckempfindlichkeit wurde durch mechanische Einrichtungen erreicht, die darauf hinarbeiten, die Axialkraft zu stabilisieren und die Lateralkraft zu verkleinern.

Das Ende des Vibrationsstabes wurde zu einem Haken umgeformt, so daß es möglich war, das Gewicht des Instrumentes auf der Schneideoberfläche oder Okklusalfäche der Zähne ruhen zu lassen.

Das klinische Modell dieser Apparatur wurde so gearbeitet, daß die Druckempfindlichkeit ausgeschaltet, der Umfang der zusätzlichen elektronischen Ausrüstung verkleinert und der Unterschied der Meßergebnisse bei beweglichen und festen Zähnen vergrößert wurde.

Die elektronische Ausrüstung wird in einem einzigen Gehäuse untergebracht. Sie besteht aus einem 1000-Perioden-Oszillator, einem Verstärker, der den "Vibrationskristall" treibt, einem Stromkreis zur Verstärkung der Ausgangsspannung des Schwingungspickups und Meßgeräten für die Vibrationsspannung und die Pickupspannung.

Das Handgerät besteht im wesentlichen aus dem Vibrationskristall (eine Entwicklung von Brush RC 20), einem Schwingungspickup (Astatic B 9) und einem speziell angefertigten Verbindungsstab. Diese Teile sind in einem Aluminiumrahmen untergebracht, aus dem der Vibrationsstab herausragt. Einzelheiten des Handgeräts und des Verbindungsstabes sind aus Fig. 4 zu ersehen.

Der Haken am Ende des Verbindungsstabes wurde so angefertigt, daß er auf der Okklusal- oder Schneideoberfläche des zu prüfenden Zahnes ruhte, damit dieser das volle Gewicht des Instrumentes trug.

Bei Mandibularzähnen wurde ein konstantes Meßergebnis erzielt. Die Meßergebnisse waren bei Maxillarzähnen weniger zufriedenstellend, weil es schwierig war, die Anwendungskraft konstant zu halten, wenn das Instrument in der Hand gehalten wurde.

Ein zweites klinisches Modell mit einer Vorrichtung, diese Schwierigkeit auszu-

schalten, steckt in der Entwicklung. Dieses Instrument vermittelt nur Ergebnisse, wenn der richtige Druck ausgeübt wird.

Bevor das Instrument in Betrieb gesetzt wird, wird es angestellt und einige Minuten aufgewärmt. Die Spannung am Vibrationskristall wird auf einen konstanten Wert gebracht. Der Patient wird in aufrechter Haltung auf einem Zahnarztsessel behandelt. Der Verbindungsstab wird über die Schneide des zu behandelnden Zahnes gehakt und der Handgriff des Instruments in eine Linie mit der Längsachse des Zahnes gebracht. Seine Position wird mit einem Minimum von Handdruck gehalten. Darauf wird ein Fußschalter betätigt. Die Messung wird aufgenommen und darauf der Fußschalter wieder freigegeben.

Bei Zähnen, die eine sichtbare Beweglichkeit aufweisen, ist es schwierig, ein konstantes Ergebnis zu erzielen. Die Richtung des Instruments muß so angeglichen werden, bis ein Ergebnisminimum erzielt wird. Bei Messungen an Molaren wird das äußerste Ende des Hakens am Verbindungsstab in die mittlere Fissur gesetzt. Zur Überprüfung der Verwendungsfähigkeit des Instruments, verschiedene Grade klinischer Zahnbeweglichkeit festzustellen und voneinander zu trennen, wurden Beobachtungen bei 24 Versuchspersonen angestellt, und zwar bei ihren unteren Zähnen von den Schneidezähnen bis zu den ersten Molaren.

Mehrere der Personen waren Periodontalpatienten, bei denen Beweglichkeit bis zum Grad 3 vorkamen. Die Resultate sind in Fig 5 enthalten. Die Instrumentenmessungen sind in der Abszisse, die klinische Beweglichkeit in der Ordinate eingetragen. Die mittleren Schneidezähne sind mit den seitlichen Schneidezähnen, die Eckzähne mit den Prämolaren zusammen aufgeführt, die Molaren separat. Es wurden 80 Bestimmungen an zentralen und lateralen Schneidezähnen durchgeführt. Zähne ohne klinische Beweglichkeit zeigten 10 bis 64 Einheiten und die 5 Zähne der Beweglichkeitsklasse 3 zeigten 400 bis 600 Einheiten. Zähne mit der Beweglichkeitsklasse 1 und 2 lagen dazwischen. Nur in einem einzigen Fall traten Überschneidungen auf.

Die Molaren zeigten im Durchschnitt niedrigere Messungen bei der normalen Gruppe, die von 2 bis 22 reichte. Die normalen Prämolaren und Eckzähne wiesen zwischen 10 und 62 Einheiten auf, diejenigen mit der Beweglichkeit der Klasse 1, 2, 3 ergaben im Durchschnitt fortschreitend größere Meßergebnisse. In verschiedenen Gruppen trat ein geringer Anteil an Überschneidungen der Werte auf.

Es zeigte sich, daß das Gerät genügend Präzision besaß, um einen klinischen Gebrauch auf experimenteller Basis zu begründen.

h. Erörterung

Vom physikalischen Standpunkt aus besteht die Bewertung der Zahnbeweglichkeit darin, daß die "effektive Federkonstante" der Stützstrukturen eines Zahnes bestimmt wird. Die effektive Federkonstante ist das Maß an "Steifheit" eines Zahnes in seiner Einfassung. Sie wird durch klinische Beurteilung der Zahnbeweglichkeit abgeschätzt, wobei eine Kraft auf die Labialoberfläche des Zahnes wirkt und das Ausmaß der Bewegung des Zahnes mit dem Auge abgeschätzt wird. Das Verhältnis der Kraft zur Bewegung ist ein Index der effektiven Federkonstante. Wenn diese Messungen durch ein Instrument fehlerfrei erhalten werden könnten, könnte die effektive Federkonstante berechnet werden. Dies ist jedoch mit einer statischen Kraft nicht durchführbar aus bereits erwähnten Gründen.

Das Problem, die Beweglichkeit zu messen, wird beträchtlich vereinfacht, wenn die Kraft als Schwingung (Vibration) und nicht statisch wirkt. Das Ausmaß der Schwingung kann mit Hilfe der Spannung, die durch den Schwingungspickup entsteht, gemessen werden. Ein beweglicher Zahn wird mit größerer Amplitude schwingen und eine größere Spannung verursachen, wenn eine beständige Vibrationskraft auf ihn einwirkt. Mit einer wichtigen Ausnahme wächst die Amplitude der Zahnbewegung proportionell zur Zahnbewegung selbst.

Komplikationen entstehen, wenn der Zahn und das Instrument bei einer Frequenz schwingen, die gleich oder ungefähr gleich der natürlichen Frequenz des Systems ist.

Bei dieser besonderer Frequenz kann der Zahn in seiner Einfassung wie eine Stimmgabel schwingen, wobei er enorme Amplituden bei gleicher Spannung der Schwingungsenergie entwickelt. Das bedeutet, daß die Spannung, die am Schwingungspickup abgelesen wird, durch die Nähe der natürlichen Frequenz des Systems wie auch durch die Beweglichkeit der Zähne bedingt wird. Die natürliche Frequenz selbst hängt auch von der Beweglichkeit ab. Mit zunehmender Beweglichkeit nimmt die natürliche Frequenz ab. Diese Feststellung kann man bei der Anfertigung eines Mobilometers ausnutzen.

Die Frequenz, mit der das Instrument arbeitet, sollte leicht unter der Frequenz des beweglichsten Types der zu behandelnden Zähne gesetzt werden. Unter diesen Bedingungen werden die Meßergebnisse bei beweglichen Zähnen hoch sein, nicht nur auf Grund der Beweglichkeit der Zähne, sondern auch weil das Instrument nahe der natürlichen Frequenz der Zähne arbeitet. Diese Methode ist in Fig. 6 aufgezeichnet, wo Ergebnisse, die sich bei einer Untersuchung von 5 Zähnen mit unterschiedlichem Beweglichkeitsgrad ergaben, verwertet sind.

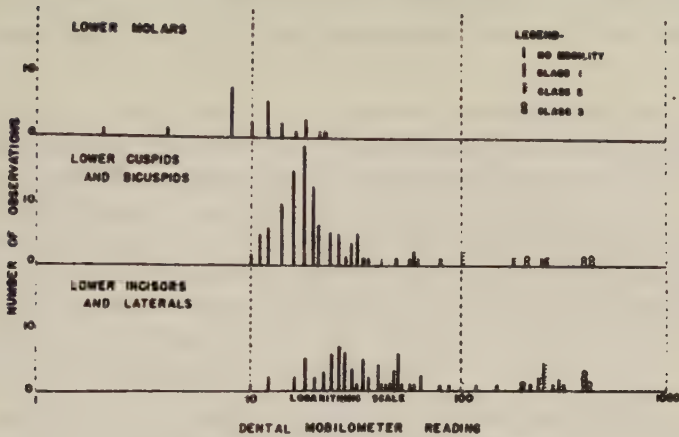


Fig. 5. Dental mobilometer reading vs. clinical mobility.

Fig. 5: Dentalmobilometerablesungen gegenüber klinischer Beweglichkeit.
 "lower" = untere, "incisors" = Schneidezähne

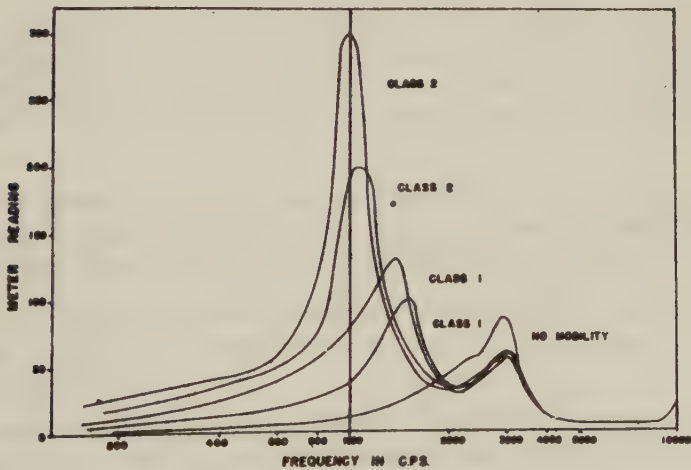


Fig. 6. Illustration of resonance for teeth with clinical mobility.

Fig. 6: Illustration der Resonanz bei Zähnen mit klinischer Beweglichkeit

Drei Messungen sind auf der vertikalen Achse, die Frequenz ist auf der horizontalen Achse abgebildet. Die Figur demonstriert das Wachsen der Amplitude sowie den Wechsel in der natürlichen Frequenz.

Die natürlichen Frequenzen der am wenigsten und der am meisten beweglichen Zähne der Serie sind 2400 bzw. 1000 Perioden pro Sekunde. Die Biegung bei 2400 Perioden pro Sekunde zeigt die Resonanzspitze, die unbeobachtet bleiben würde, wenn man nicht erwartete, daß sie da ist.

Die natürlichen Frequenzen anderer Zähne liegen zwischen diesen Extremen. Die Meßergebnisse des klinischen Modells würden mit den Punkten übereinstimmen, bei denen die Kurven die vertikale Achse bei 1000 Perioden kreuzen. Dieses Ergebnis rechtfertigt die Wahl von 1000 Perioden als ersten Näherungswert für unsere gegenwärtige Ausrüstung.

Die Methode von Beyeler und Dreyfus basierte auf demselben Prinzip wie unsere, aber ihr Instrument wurde so gebaut, daß es mit 50 Perioden pro Sekunde lief. 50 Perioden pro Sekunde wären für unsere Ausrüstung vollständig unbefriedigend, weil bei dieser Frequenz keine Empfindlichkeit da ist.

Zusammenfassung

Manly, Yurkstas und Reswick haben ein Instrument entwickelt, das die Größe der Zahnbeweglichkeit feststellte durch Messung der Amplitude der Bewegung der Zähne, die einer im Sinne einer Kraft einwirkenden Schwingung ausgesetzt wurden. Ihre Meßmethode beruht auf dem elektronisch-mechanischen Prinzip.

Der Apparat besteht aus einem Schallplattenschneidegerät und einem Pickup, einem 1000-Perioden-Oszillator und einem Energieverstärker sowie Meßgeräten, um die Vibrationsspannung und die Pickupspannung zu messen.

Ein Stab, der so geformt wurde, daß er auf der Schneide eines Zahnes aufliegen kann, liefert die Schwingungskraft und überträgt die Bewegung zu dem Schwingungspickup.

Das Prinzip des Instruments wurde an Zähnen ausprobiert, die in Gips gesetzt wurden und deren Messung mit einer verschieden starken Pseudoperiodontalmembrane bedeckt wurde. Es ergab sich, daß die Optimaldifferenzierung zwischen Zähnen von verschiedener Beweglichkeit bei 100 Perioden lag.

Dieselbe Frequenz erreichte ihre höchste Auswirkung, als es darum ging, die Beweglichkeit festzustellen, die durch Verlust der Stütze durch Entfernung des Gipses vom Zahnhals herbeigeführt wurde.

Ebenso wurde der Einfluß von Stellung und Richtung der verwendeten Schwingung untersucht.

Die große Beweglichkeit wurde dann gemessen, wenn das Instrument auf der Zahnschneide rechtwinkelig zur Längsachse des Zahnes angesetzt wurde. Die Messungen nahmen graduell ab, wenn das Instrument zum Zahnhals hinbewegt wurde. Die Beweglichkeit in Achsenrichtung war 0,3mal so groß wie die in labio-lingualer Richtung.

Es ging darum, ein Instrument zu entwickeln, das für klinische Zwecke benutzt werden konnte. Dazu war es erforderlich, die Druckempfindlichkeit auszuschalten, die den früheren Modellen anhaftete. Es wurde eine statistisch wichtige Korrelation zwischen den Meßgeräteablesungen und der klinisch beurteilten Beweglichkeit gefunden.

Auf Grund dieser Untersuchungen wurde eine Verfahrenstheorie entworfen und durch Meßergebnisse erhärtet, die bei einem bestimmten Frequenzumfang an Zähnen mit unterschiedlicher klinischer Bewegbarkeit festgestellt wurden.

Neben der Vibrationstechnik Manlys und seiner Mitarbeiter (57) sind zahlreiche andere Verfahren zur Zahnbeweglichkeitsmessung entwickelt worden. Von den Berichten, die in amerikanischen Fachzeitschriften erschienen sind, interessieren vor allem die von Picton (62), Shunpei Ota, Yoshiro Sasaki und anderen (65) und die von Parfitt (58, 59).

2. Picton

Picton verwendete "zur Messung von physiologischen Zahnbewegungen beim Menschen" ein elektronisches Verfahren.

Er beschrieb eine klinische Methode zur Messung vertikaler Zahnbewegung mit Hilfe eines Widerstandsdruckmessers (resistance wire strain gauge). Der Druckmesser sitzt auf einer Feder, die an einem Teil des Zahnbogens mit Ausnahme des Zahnes, der getestet werden soll, befestigt ist. Vertikale Bewegungen dieses Zahnes werden mit Hilfe eines feinen Drahtes auf die Feder übertragen, bewegen diese dadurch und bewirken so eine Veränderung im Widerstand des Druckmessers. Diese Veränderung des Widerstandes wird auf einem "Wheatstone bridge circuit" gemessen und mit den Bewegungen der Feder in Beziehung

gebracht, indem man außerhalb des Mundes kalibriert, wozu man ein Mikroskop mit beweglichem Objekt-Tisch und einem Okularmikrometer benutzt.

3. Shunpei Ota und andere

Mit einem kephalometrischen Photoapparat zur Analysierung der Mandibularbewegung arbeiteten Shunpei Ota (65), Yoshiro Sasaki, Kigosumi Karashima von der orthodontischen Abteilung des Kyushu Dental College. Eines der Hauptprobleme der Zahnheilkunde ist nach ihrer Meinung die Messung der Mandibularbewegung in die freien Richtungen.

Viele Forscher hätten es mehrfach zu lösen versucht. Dabei war es weitgehend auf die Unzulänglichkeit der von ihnen benützten Apparate zurückzuführen, daß man nur annehmen konnte, daß die Bewegung eines bestimmten Zahnes oder einer bestimmten Stellung des Zahnbogens der Bewegung des Unterkiefers als Ganzem folgte und daß man diese Bewegung nicht als ihre eigene Bewegung während des Kauens bestimmen konnte. Obwohl die Methode mit Röntgenstrahlen eine unmittelbare Beobachtung der speziellen Bewegung eines Zahnes zuläßt, steht bis jetzt noch keine Vorrichtung zur Verfügung, die eine wirkliche Präzision in der Registrierung des beobachteten Bewegungsweges garantierte.

Eine neue Methode der Messung und Registrierung ist gefunden worden, durch die die Bewegung des Unterkiefers von zwei rechtwinkeligen Richtungen aus auf dieselben Filmstreifen aufgenommen wurde, wobei man Dr. Yoktas kephalometrischen Photoapparat benutzte.

Durch diese Methode glaubte man, die meisten Schwierigkeiten, auf die man bisher gestoßen war, erfolgreich beseitigt zu haben. Ehe man diesen Apparat verwendete, wurden eine Reihe von Messungen auf dem Unterkiefer eines Patienten durchgeführt, wobei man den peripheren Winkel des unteren linken ersten Schneidezahnes und der mesiobukkalen Spitze des unteren linken ersten Molaren als Meßfläche nahm. Auf diese Weise erhielt man Kenntnis über die Grundbewegung während des Kauens.

4. Parfitt

Parfitts Zahnbeweglichkeitsmessung ist ein elektronisches Verfahren, das auf dem induktiven Prinzip beruht.

Er hat für die Messung der physiologischen Beweglichkeit einzelner Zähne in

axialer Richtung ein Gerät entwickelt, das aus zwei Systemen besteht, wobei das eine der Bewegung des Zahnes folgt und das andere den applizierten Druck mißt. Das Instrument formt die Bewegung in elektrischen Strom um. Benutzt wird der "rectilinear transducer". Dieser besteht aus zwei Spulen, durch die ein beweglicher Magnetkern fließt.

Die Durchlässigkeit der einen Spule wächst und die der anderen nimmt ab, wenn der Kern bewegt wird. Die zwei Spulen fungieren als zwei Pfeiler eines elektrischen Brückenstromkreises, die zwei anderen Pfeiler stehen in einem äußeren Stromkreis, der durch eine "Translatoreinheit" hergestellt wird. Die Translatoreinheit versorgt den "transducer" mit einem oszillierenden Strom (10 "kilocycles") und verstärkt und vermindert das Signal, das durch den Spannungsunterschied auf der anderen Seite der Brücke hervorgerufen wird.

Das mechanische System, das der Zahnbewegung folgt, besteht aus einer Beißvorrichtung, die in der Molaren- und Prämolarenregion auf beiden Seiten des Mundes gehalten wird und auf die Eindrücke der Zähne des Ober- und Unterkiefers einwirken. Eine hohle Stange steht aus dem Mundwinkel heraus. An ihr ist die Meßvorrichtung mit Universalklammern befestigt.

Die Meßvorrichtung (Fig. 1) besteht aus einem Subminiatur-"transducer", von dem zwei Sonden ausgehen: eine Meßsonde, von dem beweglichen und freischwebenden Spulenkern aus, eine Bezugs-sonde (reference probe) von dem Spulengehäuse aus. Die Enden dieser Sonden sind drei Millimeter voneinander entfernt und liegen auf der Inzisal- oder Okklusaloberfläche zweier nebeneinanderliegender Zähne. Eine feine Einstellschraube hebt oder senkt die Maßstabsonde, um jeden Unterschied der Höhe der beiden benachbarten Zähne auszugleichen, ohne die Meßsonde aus ihrer Nullage zu bringen.

Die Meßsonde und der Kern sind an feinen Parallelogrammfedern aufgehängt, die ein genaues Verfolgen der Zahnbewegungen ermöglichen und dem Spulenkern gestatten, sich frei durch die Spulen des "transducers" zu bewegen, in anderen Richtungen aber unbeweglich zu sein.

Mit einer Schneckengangeinstellungsvorrichtung können die Sonden mit kontrollierter Kraft durch eine Anordnung schwerer beweglicher Parallelogrammfedern in Kontakt mit den Zähnen gebracht werden und die Universalklammern ermöglichen die Plazierung der Sonden. Ein feines Dreiwegekabel verbindet den "transducer" mit den Translatorinstrumenten.

Das mechanische System für das Einwirkenlassen und Messen eines Drucks ist ein völlig getrenntes System. Es besteht wiederum aus einem etwas größeren

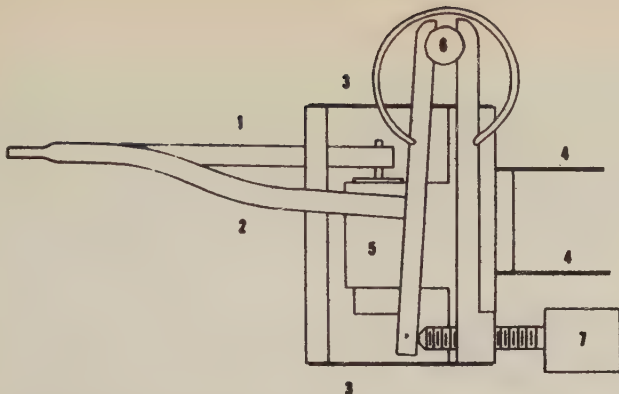


FIG. 1.—The movement-measuring device. (1) The measurement probe; (2) the reference probe; (3-3) the parallelogram springs carrying the measurement probe and transducer core; (4-4) the parallelogram suspension springs carrying the device; (5) the transducer; (6) the reference probe adjustment; (7) the reference probe adjustment screw.

Fig. 1: Die Vorrichtung zur Bewegungsmessung:

(1) Meßsonde, (2) Bezugssonde ("reference"), (3) die die Meßsonde und den "transducer"-Kern tragende Parallelogrammfeder, (4) die die Vorrichtung tragende Parallelogrammaufhängefeder, (5) der "transducer", (6) Einstellung der Bezugssonde, (7) Einstellschraube für die Bezugssonde.

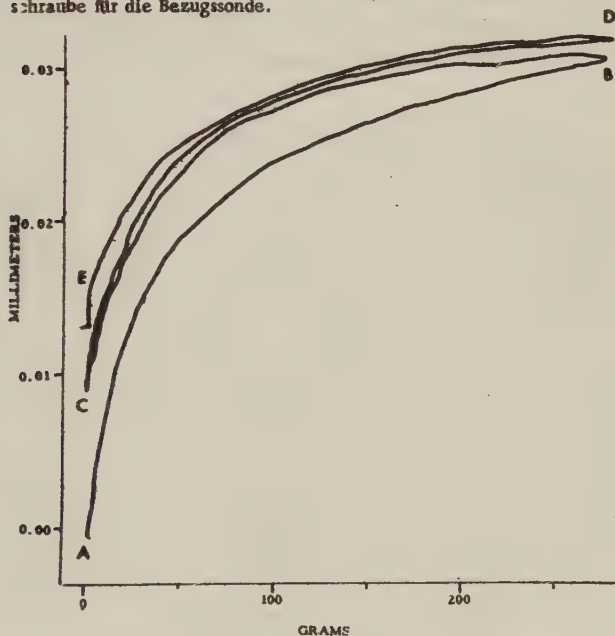


FIG. 2.—The axial force/movement curve of an upper incisor tooth on waking in the morning. (A) The initial position; (B) the position at peak force on the first application; (C) the return point on removal of force; (D) the position at peak force on the second application; (E) the return point after the second removal.

Fig. 2: Die axiale Druckbewegungskurve eines oberen Schneidezahns beim morgendlichen Erwachen.

(A) Ausgangsposition, (B) Position bei höchstem Druck während der ersten Applikation, (C) Rückkehrposition nach Druckwegnahme, (D) Position bei höchstem Druck während der zweiten

"transducer", der in einem "pen-type holder" (federhalterartigem Gehäuse) montiert ist. Der bewegliche Kern wird von einer äußerst glatten Stange getragen, die in einer "Teflon"-Halterung gleitet und vom Ende des Halters aus hervorsticht. Er wird von einer Spiralfeder in Nullstellung gehalten. Am Ende der Stange befindet sich ein Gleitschutz, mit dem sie auf die Schneidekante des Zahnes aufgelegt wird.

Die Druckeinwirkung geschieht durch einen Druck mit der Hand auf den "transducer"-Halter. Er wird durch die Spiralfeder auf die gleitende Stange und den freischwebenden Spulenkern übertragen. Wirkt eine Kraft auf den Zahn ein, drückt die den Kern tragende Stange die Feder um das der angewandten Kraft entsprechende Maß nieder, und dies wird fortlaufend vom "transducer" gemessen.

Ein feines Dreiwegekabel verbindet diesen "transducer" mit einem zweiten Translator-Instrument. Das Bewegungs- und Kraftsystem sind daher mechanisch und elektrisch getrennte Einheiten, die nur dann kombiniert sind, wenn man den Druck auf den Zahn einwirken läßt, der auch gemessen wird. Die Ergebnisse beider Systeme können auf "d.c. Skalen" (Direktstromskalen) abgelesen oder zu Geräten weitergeleitet werden, die sie fortlaufend aufzeichnen.

Die Vorrichtung zur Applizierung eines Drucks wird eingestellt, indem man sie mit Standardgewichten belädt. Die dadurch bewirkte Lageveränderung von Feder und Spulenkern wird automatisch vom X-Y Aufzeichner aufgezeichnet. Durch die Veränderung der Empfindlichkeit des Translator-Instruments wird eine volle Ablesungsbreite von 5 bis 1500 g in 5 Abschnitten erreicht, wobei 1500 g die oberste Grenze der Feder des vorliegenden Gerätes ist.

Die Vorrichtung zur Messung der Bewegung wird bei höchster Empfindlichkeit des Translator-Instruments benutzt. Sie wird mit Hilfe eines Spezialgeräts eingestellt, das aus einem Mikrometermaßstab besteht, der in 10/1000 "inch" eingeteilt ist und gegen das lange Ende eines Hebels drückt. Das kurze Ende des Hebels liegt auf der Spitze der Meßsonde, wenn die Vorrichtung in der Klammer gehalten wird. Eine Bewegung von 0,005 "inch" des Mikrometermaßstabes verschiebt die Sonde um 0,001 mm, was als 10 mm $\pm$ 10% auf den X-Y Aufzeichner und als 22,3 mm $\pm$ 7% auf den Streifenkartenaufzeichner aufgezeichnet wird.

Die Vorrichtung zur Messung des Drucks wird in der Längsachse des Zahnes im rechten Winkel zur Meßsonde gehalten und wird neben diesem auf der okklusalen Fläche des Zahnes angebracht.

Wenn die bewegungsmessende Vorrichtung korrekt plaziert ist, ist die "Angulation" der Vorrichtung zur Messung des Drucks nicht kritisch. Die Wirkung der Veränderung des Winkels, unter dem die Kraft auf die axiale Bewegung des Zahns appliziert wird, kann auf der Streifenkarte kontrolliert werden.

Die Messungen zeigen, daß verhältnismäßig geringe axiale Zahnbewegungen bei axialem Druck zwischen 100 und 500 g stattfinden. Ein ständiger Druck von 100 g wird laufend auf den Bezugs-"reference"-Zahn ausgeübt. Dieser wird vor den eigentlichen Messungen einmal oder mehrere Male einem Druck von 500 oder mehr Gramm ausgesetzt. Durch das Messen der relativen Höhe sowohl des "reference"-Zahnes als auch des zu messenden Zahnes über einen gewissen Zeitraum hinweg wurde die Stabilität des "reference"-Zahnes bestimmt. Bei einem Kontaktdruck von 100 g auf den "reference"-Zahn und einem momentanen Druck von 0,5 g im Abstand von 15 Sekunden konnte innerhalb von 6 Minuten keine meßbare Änderung der relativen Höhen der beiden Zähne festgestellt werden.

Klinische Tests

Ein Jahr lang wurden axialer Druck und axiale Bewegung bei einem einzelnen oberen Schneidezahn einer Person gemessen, wobei die "Angulation" der Sonden und die Einstellung des Geräts für jeweils 6 bis 8 Wochen unverändert blieben.

Dieses Experiment diente zur gleichen Zeit dem Studium der Variationen der Zahnbewegung und der Prüfung des Geräts.

Ebenso wurden die Bewegungen der mittleren und seitlichen Schneidezähne verschiedener Personen gemessen.

Die axiale Bewegung des Zahnes wurde wie folgt gemessen:

1. Unter Anwendung von ununterbrochenem Druck, dabei wurden verändert: das Ausmaß des Druckes, die Zahl der Druckzufuhren und -unterbrechungen, die Zeiträume zwischen der Druckzuführung.
2. Unter Anwendung von ständigem Druck von unterschiedlicher, aber konstanter Stärke oder von veränderlicher Stärke,
3. nach dem Wegnehmen des ständigen Drucks,
4. während der Beibehaltung eines geringeren Druckes nach der Wegnahme eines stärkeren Druckes,

5. unter einer Vielzahl von Bedingungen, wie zum Beispiel zu verschiedenen Tages- und Nachtzeiten, nach dem Schlaf, indem man die Zähne vor allem äußeren Druck bewahrte, Ziehen an den Zähnen, das Essen verschiedener Speisen, die Applizierung von Druck über veränderliche Zeiträume.

Ergebnisse

1. Unterbrochener Druck

Der Zahn bewegt sich unmittelbar nach der Applikation von axialem Druck (Fig. 2 - 4). Die durchschnittliche Bewegung aus 500 Aufzeichnungen eines bestimmten zentralen Schneidezahnes war 0,0004 mm bei 1 g, 0,012 mm bei 10 g, 0,02 mm bei 100 g und 0,028 mm bei 1000 g. Ähnliche Bewegungen wurden bei einer begrenzten Zahl anderer Personen festgestellt.

Die intrusive Initialbewegung des Zahnes bei geringem Druck ist verhältnismäßig groß, aber die Bewegung trifft auf progressiven Widerstand. Das Verhältnis von Bewegung und Druck wird nie linear, sondern die Bewegung folgt eng einem logarithmischen Verhältnis zum Druck, solange dieser allmählich und gleichmäßig appliziert wird. Dieses Verhältnis wird auch bei wiederholter Applikation des Drucks beibehalten.

Nach Wegnahme des Drucks nimmt der Zahn seine ursprüngliche Lage in zwei Phasen wieder ein.

Die erste Phase ist ein schnelles Zurückkommen über einen Teil der Entfernung, die zweite Phase ist ein langsames Zurückkehren zur Ausgangslage. Das Verhältnis dieses langsamen Zurückkehrens zur Ausgangslage nimmt progressiv ab, und die Strecke, um die der Zahn bewegt worden ist, ist offensichtlich eine logarithmische Funktion der Zeit.

Bei wiederholten Druckapplikationen in regelmäßigen Abständen, etwa alle zwei bis fünf Sekunden, hat der Zahn keine Zeit, vor der zweiten und den folgenden Druckapplikationen in seine Ausgangslage zurückzukehren. Ein Großteil der Bewegung nach der ersten Druckapplikation kann nicht sofort rückgängig gemacht werden.

Die grobe ("gross") Zahnbewegung ist daher nach der zweiten und den folgenden Druckapplikationen geringer. Mit jeder Druckapplikation dringt der Zahn tiefer in seine Alveole ein (Fig. 4).

Diese apikale Verlagerung nimmt bei höchstem Druck progressiv ab, erreichte aber schon, wie man beobachtete, 0,008 mm.

Die progressive apikale Verlagerung hängt ab von der Dauer der Druckapplikation und der Zahl der während einer begrenzten Zeit gemachten Applikationen.

Die intrusive Bewegung, die bei jeder Druckapplikation stattfindet, und die rückläufige Bewegung, die der Wegnahme des Drucks unmittelbar folgt, hängen von der Stärke des Drucks und nicht von seiner Dauer oder der Häufigkeit seiner Applikation ab. Sie sind auch nicht abhängig von der axialen Verlagerung des Zahnes in seine Alveole hinein.

2. Ständiger Druck von 500 g

Wird ein ständiger Druck ausgeübt, bewegt sich der Zahn apikal regelmäßig um ein bestimmtes Stück pro Zeiteinheit (annähernd 0,002 mm/Min.), bis eine Grenze erreicht ist, über die hinaus keine weitere Verlagerung eintritt. Wird jedoch ein unterbrochener Druck soviel wie 0,005 mm wiederholt, kann eine weitere axiale Verlagerung über das mit ständigem Druck erreichte Limit hinaus stattfinden.

3. Nach der Wegnahme des ständigen Drucks

Nach der Wegnahme des ständigen Drucks tritt der Zahn in zwei Phasen aus der Alveole heraus, wie wir es bei der Anwendung von unterbrochenem Druck beobachtet haben. Aber da die grobe ("gross") Verlagerung bei der Anwendung von ständigem Druck größer ist, dauert die zweite Phase der Rückkehr in die Ausgangslage länger. Die Bewegung des Zahnes während dieser zweiten Phase der Rückkehr in die Ausgangslage ist eine logarithmische Funktion der Zeit, und der Grad der Bewegung hängt von der Dauer der Applikation des Drucks ab. Die erste Phase der unmittelbaren rückläufigen Bewegung hängt offensichtlich nur von dem applizierten Druck ab.

4. Beibehaltung eines geringeren Drucks nach der Wegnahme eines stärkeren Drucks

Die Rückkehr des Zahnes zu seiner Ausgangslage in der zweiten Phase kann an verschiedenen Punkten durch die Beibehaltung einer Belastung des Zahnes, die in apikaler Richtung wirkt, unterbrochen werden. Der Punkt der Unterbrechung hängt von der beibehaltenen Belastung ab. Bei der Annäherung an den Unterbrechungspunkt nimmt die Geschwindigkeit ab.

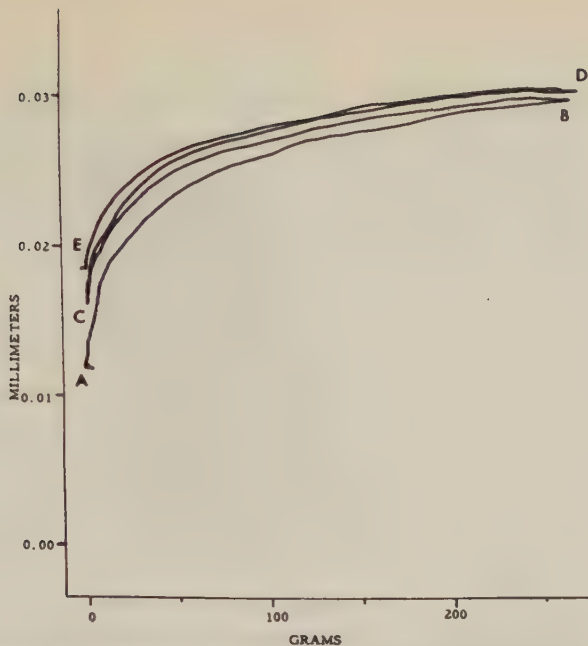


FIG. 3.—The axial force/movement curve of the same upper incisor tooth as in Fig. 2 in the evening of the same day. (A-E as in Fig. 2.)

Fig. 3: Die axiale Druckbewegungskurve desselben oberen Schneidezahnes wie in Fig. 2 am Abend des gleichen Tages (A - E wie in Fig. 2).

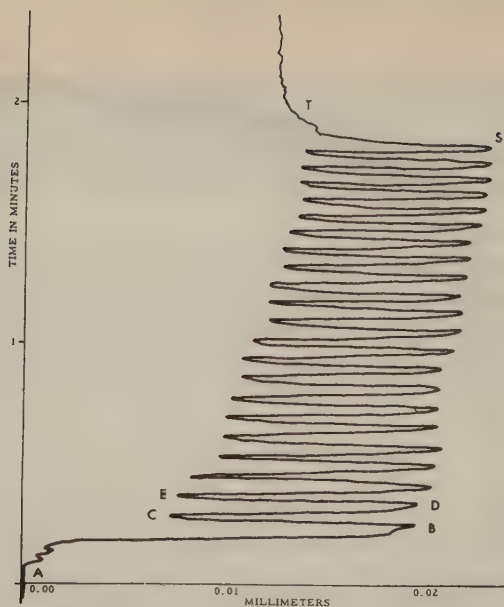


FIG. 4.—The axial time/movement curve of an upper incisor tooth in the evening. (A) The initial position; (B) the position at 500-gm. peak force on the first application; (C) the first return on removal of force; (D) the position at 500-gm. peak force on the second application; (S) the position at 500-gm. peak force on the twenty-second application; (T) the return point after the final removal of force.

Fig. 4: Die axiale Zeitbewegungskurve eines oberen Schneidezahnes am Abend.

(A) Ausgangsposition, (B) Position bei 500 g Höchstdruck während der ersten Applikation, (C) erste Rückkehr nach Druckwegnahme, (D) Position bei 500 g Höchstdruck während der zweiten Applikation, (S) Position bei 500 g Höchstdruck während der 22. Applikation, (T) Rückkehrposition nach endgültiger Druckwegnahme.

5. Variationen der Bedingungen vor den Messungen

Die grobe ("gross") Bewegung des Zahnes bei bekanntem Druck ist am größten nach dem Schlaf (Fig. 2) oder wenn Brücken getragen werden, die den Zahn vor intraoralem Druck schützen, oder nach der Einnahme von Atropin (1/50 g) oder Ephedrin (1/2 g). Die grobe ("gross") Bewegung ist morgens am stärksten und nimmt im Laufe des Tages ab. (Fig. 3).

Ebenso nimmt sie ab bei starker Funktion der Zähne oder bei vorausgegangener Belastung durch Druck von verschiedener Stärke.

Der Unterschied zwischen den Druck-Bewegungskurven am Morgen und am Abend ist überraschend, aber der Unterschied scheint weniger auf eine tatsächliche Änderung der Druck-Bewegungskurve selbst zurückzugehen, als vielmehr auf eine Änderung des Ausgangspunktes derselben Kurve, nachdem die initiale Zahnbewegung eliminiert worden ist. Dies ist ganz klar der Fall, wenn vor der Messung an dem Zahn gezogen wird.

Ein Ziehen mit der Kraft von 15 g läßt den Zahn 0,006 mm aus seiner Ruhelage heraustreten, ein Ziehen von 30 g um 0,008 mm. Wenn darauf ein intrusiver Druck appliziert wird, geht der Zahn zunächst seinen Weg zurück und setzt dann innen seine Bewegung nach der charakteristischen Druck-Bewegungskurve auf genau dem gleichen Weg fort, als wäre der Druck vor dem Ziehen appliziert worden.

Andere Bedingungen haben ähnliche Wirkungen, können jedoch nicht gleichermaßen unmittelbar experimentell kontrolliert werden.

Die grobe ("gross") Bewegung bei Standarddruck ist im allgemeinen am Abend am geringsten; fehlt jedoch der Schlaf, dann kann sie bis zum nächsten Morgen noch geringer werden. Nach dem Schlaf sind die groben Bewegungen jedoch größer. Diese Gegebenheit ist die Regel beim Erwachen am frühen Morgen, kann aber zu jeder anderen Zeit nach dem Schlaf hervorgerufen werden. Ebenso läßt ein zehnminütiges Niederlegen ohne Schlaf zu jeder beliebigen Tageszeit die grobe Bewegung größer werden.

Die Beweglichkeit des Zahnes in seiner Längsachse ändert sich daher fortwährend.

Die Lage des Zahnes in seiner Alveole scheint ein Gleichgewicht zu sein zwischen dem Druck, der ihn aus der Alveole heraustreibt und dem, der ihn hineintreibt.

Ist der intraorale intrusive Druck für einen abschätzbaren Zeitraum gering oder abwesend, steht der Zahn mehr aus seiner Alveole heraus, als wenn intrusiver Druck fast ständig wirksam ist.

Wird ein axialer Druck auf einen Zahn in seiner Ruhelage zum ersten Mal ausgeübt, ist die Verlagerung relativ groß. Nach der Wegnahme des Drucks nimmt der Zahn seine ursprüngliche Lage in 1 oder 2 Minuten wieder ein.

Diese initiale Verlagerung kann daher alle 2 Minuten wiederholt werden. Wird jedoch innerhalb weniger Sekunden ein zweiter Druck appliziert, ist die Wiedereinnahme der Position nach der ersten Applikation unvollkommen, und die initiale Zahnbewegung ist reduziert oder fehlt völlig nach der zweiten Druckapplikation.

Wenn vor der ersten Druckapplikation eine kleine intrusive Belastung von 15 g eine Minute lang auf den Zahn drücken kann, wird der Zahn in die Alveole hineingedrückt. Die initiale Zahnbewegung geht auch verloren. Wiederholte Druckapplikationen treffen auf einen fast identischen Widerstand. Drei Applikationen einer 10 g Belastung vor den Messungen im Abstand von 3 Sekunden oder eine ständige Belastung von 30 g vor den Messungen fünf Sekunden hindurch eliminieren gleichermaßen die initiale Zahnbewegung.

Wenn eine axiale Belastung von 0,5 g - der kleinste ausübbarer Kontaktdruck der Meßsonde auf die Zahnschmelze - wirksam ist, kann man beobachten, wie der Zahn synchron zum Arterienpulsschlag steigt und fällt. Wird die Belastung auf 2 - 4 g gesteigert, ist die pulsierende Bewegung am stärksten. Bei einer weiteren Steigerung der axialen Belastung wird die pulsierende Bewegung jedoch wieder schwächer, bis sie bei 15 g nicht mehr festgestellt werden kann.

Diskussion

Das vorliegende Meßsystem für axiale Zahnbewegung hat sich als ein hochempfindliches, genaues, reproduzierbares und verlässliches Verfahren und für den klinischen Gebrauch anwendbar erwiesen.

Einleitende Messungen zeigen, daß bestimmte Charakteristika der axialen Zahnbewegung, die der Applikation von Druck folgt, immer auftreten, graduell jedoch immer nach den unmittelbar vor den Messungen herrschenden Bedingungen variieren.

Die Weiterleitung des Pulsschlages durch den Zahn zeigt, daß das Blutgefäßsystem die Lage des Zahnes in seiner Alveole bis zu einem bestimmten Ausmaß beeinflußt. Das Verschwinden des Pulsschlages und der initialen Zahnbewegung bei einem Druck von 15 g und das langsame Wiedereinnehmen der Aus-

gangslage und das Wiederkehren des Pulsschlages und der initialen Zahnbewegung bei der Wegnahme dieses Druckes legen die Annahme nahe, daß bei einem Druck dieser Stärke eine Flüssigkeit weggedrückt wird. Eine solche Ebbe und Flut könnte durch den Ausfall und das erneute Funktionieren der kleineren Blutgefäße erklärt werden.

Die am allgemeinsten akzeptierte Konzeption ist, daß der Zahn durch Spannung in Faserbündeln gehalten wird, die einer kleinen initialen Bewegung folgt, welche die charakteristische Welligkeit dieses Gewebes aufnimmt, bevor sie straff werden. Die Entdeckung, daß der Zahn in seiner Alveole gegen einen intrusiven Druck von 15 g oder mehr mit einer lingualen und labialen Bewegung steigt, würde die Vorstellung bekräftigen, daß der Zahn in der Alveole von obliquen Fasern umschlungen ist.

Die charakteristische Verlagerung, die ein Druck von 30 - 1 000 g auf den Zahn hervorruft und die fast unmittelbare Wiedereinnahme der alten Lage bei der Wegnahme dieses Druckes legen die Vermutung nahe, daß ein elastisches Gewebe zusammengepreßt oder angespannt wird oder auch beides. Das Verhältnis der Bewegung zur logarithmischen Funktion des Drucks ist charakteristisch für alle Gewebe einschließlich der kollagenen Faserbündel.

Das Ausmaß der Verlagerungen und rückläufigen Bewegungen, das zwischen 0,007 und 0,016 mm variiert, könnte eine Deformation der periodontalen Faserbündel sein.

Jedoch die progressive axiale Verlagerung des Zahnes in seiner Alveole bis zu 0,007 mm bei ständigem Druck und eine sogar noch größere Verlagerung bei unterbrochenem Druck machen die Hypothese unhaltbar, daß der Zahn in seiner Alveole direkt von Faserbündeln umschlungen ist, vor allem, daß die elastische rückläufige Bewegung des Zahnes unbeeinträchtigt ist.

Die axiale Verlagerung des Zahnes bei ständigem Druck, der in einem linearen Verhältnis zur Zeit wirkt, lassen vermuten, daß der Zahn von einem Flüssigkeitssystem getragen wird, das bei langsamer Verlagerung dem Zahn erlaubt, in seiner Alveole zu sinken.

Die langsame rückläufige Bewegung, die in einem logarithmischen Verhältnis zur Zeit steht, läßt auch den Rückfluß einer Flüssigkeit vermuten, die ein Gleichgewicht anstrebt, wie z.B. bei osmotischem oder hydrostatischem Druck.

Mit der Stütze des Zahnes scheinen zwei Flüssigkeitssysteme verbunden zu sein: eine Gefäßströmung unterhalb einer Belastung von 15 g und eine Gewebeflüssig-

keitsströmung bei höherer Belastung. Diese Strömungen sind dem Hellwerden und Eindrücken des Unterhautgewebes bei Druck analog.

Syngé (63) war der Meinung, daß die Fasern in der periodontalen Membrane nicht für die außerordentliche Straffheit (tightness) der Zähne verantwortlich sein könnten, sondern daß die periodontale Membrane als kompressives, elastisches Kissen wirken müsse.

Die charakteristische Verlagerung, die auftritt, wenn Druck auf einen Zahn ausgeübt wird, sowie die fast unmittelbare Wiedereinnahme der Ausgangslage bei Wegnahme des Drucks unterstützen diese Ansicht, aber die progressive axiale Verlagerung bei ständigem Druck oder unterbrochenem Druck kann nicht so erklärt werden.

Gabel glaubte, die Anordnung der Fasern in der periodontalen Membrane wiesen auf andere Funktionen als den direkten Widerstand gegen Spannungen hin. Er nahm an, daß während der Funktion der Zähne bestimmte Zonen der periodontalen Membrane bei der Verlagerung des Zahnes dünner würden, aber daß, da die Membrane aus nicht zusammenpreßbarem Material besteht, eine seitliche Verlagerung stattfinde.

Dieser tangentialen Verlagerung des Gewebes widerstehen die Fasern der periodontalen Membrane; sie nimmt die Form einer Kettenlinie an. Eine solche Anordnung würde einige der Fasern in Spannung setzen, sobald der Druck appliziert wird. Falls ein Teil des nicht zusammenpreßbaren Materials, aus dem die periodontale Membran besteht, eine Flüssigkeit ist, die durch Kompression langsam verdrängt werden kann, würde ein solcher Mechanismus die Entdeckung erklären, daß eine gleichermaßen elastische rückläufige Bewegung bei Wegnahme des Druckes in jeder Lage der apikalen Verlagerung des Zahnes in seiner Alveole stattfinde.

Zur Zeit werden weitere Messungen unter verschiedenen experimentellen Bedingungen vorgenommen zum Studium der Mechanismen zur Halterung des Zahnes und um sichere Ergebnisse über die Wirkung von lokalen Änderungen im Blutgefäßsystem, von Änderungen von Gewebeflüssigkeit und von verschiedenen lokalen und Systembedingungen auf die charakteristische Zahnbeweglichkeit zu erhalten. Diese werden Gegenstand weiterer Berichte sein.

Zusammenfassung

1. Ein Gerät zur Messung der physiologischen Zahnbeweglichkeit, das klinisch verwendbar ist, wird beschrieben.
Dieses Gerät benutzt geradlinige "transducer" und kann axiale Zahnbewegungen mit einer Genauigkeit von $0,001 \text{ mm} \pm 7\%$ und gleichzeitig den auf den Zahn applizierten Druck messen.
Gleichzeitig wird aufgezeichnet die Zeit der Verlagerung oder Rückkehr des Zahnes in seine Ausgangslage nach Wegnahme oder Veränderung des Drucks.
2. Die Kalibrierung des Geräts wird beschrieben.
3. Klinische Messungen an einer Person über einen Zeitraum von 12 Monaten zeigen, daß der Zahn von mehreren klar getrennten und unabhängig veränderlichen Systemen getragen wird. Zwei Systeme verhalten sich wie verdrängbare Flüssigkeiten, ein System wie elastisches Material.
4. Variationen der Beweglichkeit werden beschrieben und diskutiert.
5. Ähnliche Druck-Bewegungskurven wurden von den Zähnen verschiedener Personen geliefert.

II. DIE MESSUNG DER BEWEGLICHKEIT DER ZÄHNE IN IHRER FUNKTION

Ein besonderes Interesse galt den Kräfteverhältnissen der Zähne in ihrer Funktion.

Anderson hat den Druck beim Kauen gemessen. Parfitt hat daneben noch die physiologischen Funktionen des Schluckens und Sprechens untersucht.

1. Anderson ¹⁾

Er benutzte zuerst für die Messung des Druckes beim Kauen einen Widerstandsdrukmesser, der so klein war, daß er in die Inlays von Backenzähnen einge-
lassen werden konnte.

Es wurden Versuche mit 7 Personen durchgeführt. Die Ergebnisse von vier von

1) Dieser Arbeit wurde das Material einer Doktorarbeit zugrundegelegt, die vom Verfasser (Anderson) zur Erreichung des Doktorgrades vorgelegt und am 11. April 1955 veröffentlicht wurde.

diesen sind im folgenden dargestellt. Bei jeder Versuchsperson (VP) - alle hatten ein vollständiges oder fast vollständiges (natürliches) Gebiß - wurde ein unterer Backenzahn gewählt, der schon ziemlich stark plombiert war.

Man nahm zwei erste Backenzähne und einen zweiten Backenzahn des linken Unterkiefers und einen ersten Backenzahn des rechten Unterkiefers.

Mit einem "Wheatstone-bridge-circuit", einem D.C. Verstärker und einem Oszilloskop erhielt man Ausschläge, die man photographierte. Die Kalibrierung des Druckmessers wurde außerhalb des Mundes vorgenommen, und zwar vor und nach jeder Kauperiode. Wenn die Kalibrierungen differierten, so wurden die Messungen, die man im Mund erhalten hatte, nicht verwendet.

Dreierlei Nahrungsmittel wurden für die Untersuchung gewählt: ziemlich harte Kekse, rohe Karotten und gekochtes Fleisch.

Die Kekse, die ungefähr 2 inches (ca. 5 cm) Durchmesser hatten und $\frac{3}{8}$ inch (ungefähr 0,9 cm) dick waren, wurden halbiert und gekaut, und zwar wurden sie vor dem Kauen nicht von den Schneidezähnen zerbissen.

Im Hinblick auf die störende Wirkung, die ein Temperaturwechsel auf den Druckmesser haben würde, wurden die Karotten und das Fleisch angewärmt, wozu man sie einige Minuten in Wasser von 37°C legte.

Die VP erhielt einen Schalter, mit dem sie Beginn und Ende der Kauperiode anzeigte. Das Signal wurde durch einen kleinen Ausschlag in der Oszilloskopzeitkurve gekennzeichnet und somit die Dauer der Kauperioden registriert.

Von den Nahrungsmitteln wurden - gewöhnlich über mehrere Sitzungen verteilt - 20 Stück gekaut.

Ergebnisse

Es wird ersichtlich, daß die registrierten Druckwirkungen in vielen Fällen die Tendenz aufweisen, gegen Ende der Kauperiode größer zu werden, als sie an Anfang waren. Bei anderen zeigt sich zudem eine Wellenform.

Außerdem ist die letzte oder vorletzte Druckwirkung häufig größer, länger anhaltend oder von den restlichen durch einen größeren Zwischenraum getrennt, als dies sonst der Fall ist.

Um diese Tendenz klar herauszustellen, wurde folgender Versuch gemacht: Es wurden die einzelnen Druckwirkungen gemessen, und zwar in Bezug auf die Kalibrierungskurven und auf ihre Zeitdauer, die durch die Zeitkurve auf

der Photographie bestimmt wurde. Die Dauer der einzelnen Kauperioden lag mit Abweichungen von einigen Sekunden bei einem Mittel von etwa 10 Sekunden. Die Dauer jeder Kauperiode wurde auf 10 Zeiteinheiten festgesetzt, um zu vermeiden, daß solche Abweichungen die Tendenzen verwischten, die sich in den einzelnen Kauperioden zeigten, wenn alle Druckwirkungen zusammen dargestellt wurden.

Unter Verwendung der neuen Zeiteinheiten wurden dann Punktdiagramme der Druckwirkungen von 20 Kauperioden hergestellt. Fig. 2 zeigt, wie eine solche Handhabung der Keksergebnisse bei VP 1 die Tendenz der registrierten Druckwirkungen zum Ausdruck bringt, am Ende der Kauperiode anzusteigen. Diese Tendenz zeigte sich beim Keksversuch bei 3 von 4 Versuchspersonen, war jedoch bei Verwendung der beiden anderen Nahrungsmittel kaum bemerkbar. Beim Versuch mit Karotten zeigte VP 1 eine Tendenz zu geringeren Druckwirkungen am Ende der Kauperiode, doch konnte dies bei den anderen Versuchspersonen nicht festgestellt werden.

Die Beobachtungen der Versuchspersonen, bei denen der letzte Druckstoß bis zu einem gewissen Grade von den übrigen Druckwirkungen abwich, ergab, daß dieser Druckstoß mit der Bewegung des Schluckens zusammenfiel und daher auf das kräftige Zusammenpressen der Zähne, wobei der Unterkiefer festgehalten und der Boden des Mundes hochgedrückt werden, zurückzuführen sein muß.

Die Diagramme der 4 Versuchspersonen lassen individuelle Charakteristika erkennen. VP 2 zum Beispiel zeigte einen verlängerten Druckstoß am Ende jeder Kauperiode, gleich welches Nahrungsmittel sie kaute.

In quantitativer Hinsicht

Die Methode überzeugt nicht völlig, da die Oberfläche des gewählten Zahnes, der Druckwirkungen empfängt, und die des Druckmessers nicht gleich sind, da die Fläche des Druckmessers nicht einmal bei jeder VP den gleichen Prozentsatz der Gesamtoberfläche ausmacht. Die Ergebnisse sind deshalb, so wie sie sind, quantitativ nicht vergleichbar.

Da aber die Oberfläche des Druckmessers gemessen werden kann, ist es möglich, mit Hilfe der bisher gewonnenen Ergebnisse den Druck auf diese Oberfläche pro qmm zu berechnen. Nimmt man an, daß bei den meisten Nahrungsmitteln der Druck über die ganze druckempfangende Oberfläche des Zahnes gleichmäßig verteilt wird, so stellen diese Berechnungen das Maß des

Druckes dar, dem der Zahn ausgesetzt ist. Solche Ergebnisse können bei den 4 Versuchspersonen miteinander verglichen werden.

Der Maximaldruck pro Kauperiode

Aus dem maximalen Druckstoß, der in jeder Kauperiode registriert wurde, errechnete man eine Größe, die den Druck pro qmm angibt, und aus dieser einen Mittelwert für die 20 Kauperioden bei jedem Nahrungsmittel. Die Ergebnisse werden in Tabelle I dargestellt. Sie zeigen, daß die Werte bei Fleisch geringer sind, als bei den anderen Nahrungsmitteln. Vergleicht man jedoch die Fleischwerte mit den nächstliegenden Werten der beiden anderen Nahrungsmittel, so zeigt sich ein statistisch bedeutsamer Unterschied bei einem Wahrscheinlichkeitsquotienten von 1 : 100 nur bei VP 1 und 4.

Tabelle I

Durchschnittliche Maximaldruckwirkungen pro qmm der Druckmesser Oberfläche aus 20 Kauperioden; (Druckwirkungen in kg/qmm; σ = Standardabweichung)

VP	Druck	σ
Kekse		
1	0,81	+ 0,17
2	1,66	+ 0,18
3	1,18	+ 0,26
4	0,67	+ 0,14
Karotten		
1	0,76	+ 0,10
2	1,75	+ 0,44
3	1,21	+ 0,19
4	0,66	+ 0,14
Fleisch		
1	0,40	+ 0,07
2	1,61	+ 0,31
3	1,01	+ 0,39
4	0,49	+ 0,20

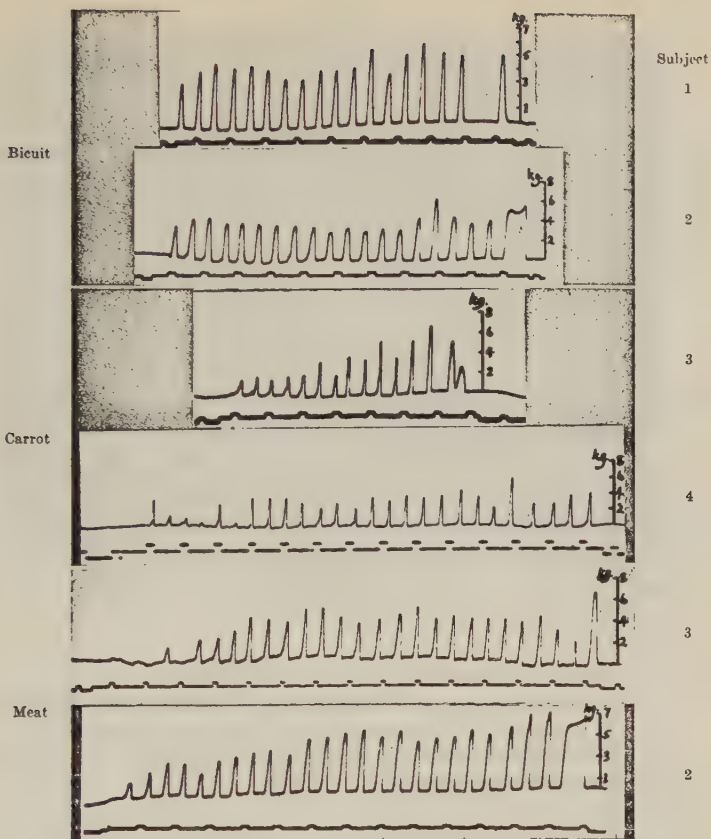


Fig. 1.—Examples of oscilloscope records from the 4 subjects chewing biscuit, carrot, and meat. The upper tracing is the strain gauge response with a calibration scale included. The lower tracing is elevated at one-second intervals and is raised briefly for the duration of the chewing sequence.

Fig. 1: Beispiel von Oszilloskopausschlägen von 4 Versuchspersonen, die Kekse, Karotten und Fleisch kauen. Die obere Kurve zeigt die Ausschläge des Druckmessers einschließlich einer Kalibrierungsskala. Die untere Kurve zeigt Ausschläge in Abständen von je 1 Sekunde und soll die Dauer der Kauperiode anzeigen.

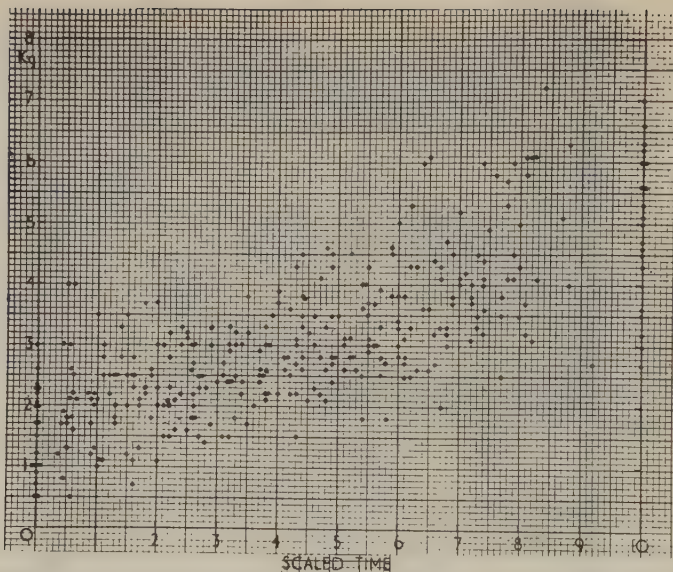


Fig. 2.—Scatter diagram of all the loads applied by Subject 1 in the twenty chewing sequences with biscuit. Loads in kilograms. The duration of all the sequences scaled to 10 time units.

Fig. 2: Punktdiagramm aller Druckwirkungen, die bei Versuchspersonen während der 20 Kauperioden beim Keksversuch zustande kamen. Druckwirkungen in kg. Die Dauer aller Kauperioden auf 10 Einheiten festgesetzt.

Gesamtdruck pro Kauperiode

Den Gesamtdruck pro Kauperiode errechnet man dadurch, daß man die Druckwirkungen zusammenzählt, die man aus den registrierten Druckstößen beim Beißen errechnet hat. Die Mittelwerte werden in Tabelle II gegeben. Wie nach Tabelle I zu erwarten ist, liegen die Werte von VP 2 in jedem Falle höher als die der anderen 3 Versuchspersonen, bei denen sich nur geringe Abwandlungen zeigen.

Abwandlungen von Tag zu Tag

Bei einem Versuch, die Beständigkeit des Verhaltens beim Kauen festzustellen, liefern die Ergebnisse der Keksversuche nützliche Angaben, da die Kekse alle aus der gleichen Dose genommen und in einem luftdichten Behälter aufbewahrt worden waren. Die Extremwerte dieser Abwandlungen von Tag zu Tag bei den durchschnittlichen Gesamtdruckwirkungen kommen in Tabelle II zur Darstellung. Bei 3 der 4 Versuchspersonen weisen bei einem Wahrscheinlichkeitsquotienten von 1 : 100 diese Werte beim Keksversuch bedeutende Abwandlungen auf.

Tabelle III zeigt die Durchschnittswerte der registrierten Druckstöße und die Extremwerte der Abwandlungen von Tag zu Tag.

Die Mittelwerte, die man bei den 4 Versuchspersonen beim Keksversuch erhielt, zeigen weit weniger Streuung als beim Versuch mit Karotten und Fleisch. Obgleich also die Mittelwerte der Abwandlungen von Tag zu Tag beim Keksversuch bei 3 von 4 Versuchspersonen keinen bedeutenden Unterschied aufweisen, gilt das gleiche doch für 2 von 3 Versuchspersonen für den Karotten- und Fleischversuch.

Tabelle II

Durchschnittlicher Gesamtdruck pro qmm der Druckmesser-oberfläche pro Kauperiode

Druck in kg/qmm; σ = Standardabweichung; dargestellt werden die Extremwerte der Abwandlungen von Tag zu Tag; die Werte für den Studenten "t" und der Wahrscheinlichkeitsquotient "P" werden gegeben

Abkürzungen: a = ausfallend, u = unterschiedlich,
a. a. gl. T. = alle am gleichen Tag

			Extremwerte der Abwandlungen von Tag zu Tag			
VP	Druck	σ	Tag 1	Tag 2	"t"	"p"
Kekse						
1	7,7	+ 1,77	6,07	11,25	a.	u.
2	20,8	+ 2,95	19,86	23,70	1,12	0,3 - 0,2
3	6,3	+ 1,41	4,48	7,08	3,67	0,01 - 0,001
4	5,5	+ 1,80	7,56	4,29	6,99	weniger als 0,001
Karotten						
1	8,4	+ 1,18	a. a. gl. T.			
2	23,4	+ 11,62	12,6	37,6	a.	u.
3	7,8	+ 1,90	9,7	6,37	2,79	0,05 - 0,02
4	8,4	+ 1,99	10,1	6,86	5,38	weniger als 0,001
Fleisch						
1	3,7	+ 1,17	a. a. gl. T.			
2	19,5	+ 2,20	16,78	30,7	a.	u.
3	9,3	+ 1,55	13,88	7,08	4,7	weniger als 0,001
4	8,0	+ 2,37	4,97	9,51	7,03	weniger als 0,001

Tabelle III

Durchschnittszahl der registrierten Kaubewegungen von 20 Kauperioden.
(Die Extremwerte der Abwandlungen von Tag zu Tag zusammen mit den
Testwerten für den Studenten "t" und den Wahrscheinlichkeitsquotienten "p",
den man erhielt, indem man die Werte der Abwandlungen von Tag zu Tag
untersuchte, werden hier gegeben. σ = Standardabweichung)

VP	Zahl der Bewegungen σ		Extremwerte der Abwandlungen von Tag zu Tag			
			Tag 1	Tag 2	"t"	"p"
Kekse						
1	16,20	+ 1,85	14,87	18,00	2,14	0,1 - 0,05
2	17,15	+ 1,50	16,66	18,66	2,14	0,1 - 0,05
3	17,35	+ 1,84	18,33	16,00	4,62	weniger als 0,001
4	15,10	+ 1,86	14,25	16,30	2,08	0,1 - 0,05
Karotten						
1	16,35	+ 1,38	a. a. gl. T.			
2	23,35	+ 4,90	28,50	19,00	5,01	weniger als 0,001
3	13,35	+ 1,66	12,12	14,00	2,41	0,05 - 0,02
4	23,75	+ 2,75	22,88	25,00	1,18	0,3 - 0,2
Fleisch						
1	12,15	+ 2,21	a. a. gl. T.			
2	21,95	+ 3,64	21,25	24,75	1,89	0,1 - 0,05
3	17,70	+ 3,69	16,20	19,22	1,75	0,2 - 0,1
4	35,60	+ 6,50	30,83	38,88	5,1	weniger als 0,001

Tabelle IV

Die durchschnittlichen Gesamtdruckwirkungen und die Durchschnittszahl der registrierten Kaubewegungen; ein Vergleich zwischen Karotten- und Fleisch-ergebnissen

VP	Karotten σ	Fleisch σ	"t"	"p"
<u>Durchschnittliche Gesamtdruckwirkungen</u>				
1	8,4 + 1,18	3,7 + 1,17	a.	u.
2	23,4 + 11,62	19,5 + 2,20	1,28	0,3 - 0,2
3	7,8 + 1,90	9,3 + 1,55	1,23	0,3 - 0,2
4	8,4 + 1,99	8,0 + 2,37	a.	nicht u.
<u>Durchschnittliche Zahl der Kaubewegungen</u>				
1	16,35 + 1,38	12,15 + 2,21	7,2	weniger als 0,001
2	23,35 + 4,90	21,95 + 3,64	1,02	0,2 - 0,1
3	13,35 + 1,66	17,70 + 3,69	4,8	weniger als 0,001
4	23,75 + 2,75	35,6 + 6,50	a.	u.

Abkürzungen: a. = auffallend
u. = unterschiedlich

Vergleich der Registrierungen beim Karotten- und beim Fleischversuch

Da beide Nahrungsmittel in halb-inch-großen (ungefähr 1 1/4 cm) Würfeln verabreicht wurden, ist zu erwarten, daß jeder Unterschied, der sich im Kauverhalten zeigt, auf Unterschiede in den besonderen Eigenschaften der Nahrungsmittel selbst zurückzuführen ist.

Tabelle IV zeigt die Testergebnisse des Studenten "t" bez. des durchschnittlichen Gesamtdruckes und die mittlere Zahl der Kaubewegungen bei Karotten und Fleisch. Bei nur einer VP (VP 1) sind die Druckwerte auffallend unterschiedlich, während die Zahl der Kaubewegungen bei 3 von 4 Versuchspersonen unterschiedlich ist. Jedoch erfordert Fleisch bei 2 von diesen 3 Versuchspersonen mehr, bei der 3. weniger Kaubewegungen als es bei Karotten notwendig war.

Diskussion

Da der Registrierapparat, der in dieser Untersuchung verwendet wurde, nur einen kleinen Teil der okklusalen Oberfläche des Zahnes einnahm, müssen die Ergebnisse mit Vorsicht ausgewertet werden. Abweichungen in den registrierten Druckwirkungen bedeuten nicht notwendigerweise Abweichungen in der beim Kauen aufgewendeten Kraft überhaupt. So kann die steigende Tendenz, die sich bei den registrierten Druckwirkungen zeigte, vielleicht nur bedeuten, daß die Nahrung am Beginn der Kauperiode hauptsächlich auf anderen Zähnen als auf dem Druckmesserzahn gekaut worden ist. Yurkstas und Curby, die Druckmesser in 3 Zähnen künstlicher Gebisse eingebaut haben, berichten, daß einige Nahrungsmittel, wie zum Beispiel hartes Brot, anfänglich im Bereich der vorderen Backenzähne gekaut worden sind, als sie weicher wurden, dann weiter nach hinten rutschten.

Oder aber, die geringeren anfänglichen Druckwirkungen gehen, da der Druckmesser ja nur die vertikale Komponente jedes Stoßes registriert, auf die seitliche Verteilung der beim Zerbeißen großer Nahrungsstücke in den frühen Stadien des Kauens angewendeten Druckkraft zurück.

Auch eine dritte Möglichkeit wurde nicht außer acht gelassen, nämlich die, daß die gesamte auf das Kauen angewendete Kraft gegen Ende der Kauperiode hin zunimmt; jedoch scheint diese Möglichkeit unwahrscheinlich.

Der durchschnittliche Maximaldruck und der durchschnittliche Gesamtdruck pro Kauperiode sind bei VP 2 in jedem Falle höher als bei den anderen Versuchspersonen, bei denen sich bemerkenswert geringe Unterschiede zeigen. Die hohen Druckwirkungen, die bei VP 2 registriert wurden, besagen aber nicht notwendigerweise, daß die gesamten Druckwirkungen, die auf den Zahn ausgeübt werden, gleich groß sind.

Schlußfolgerungen

Die bisher gewonnenen Ergebnisse zeigen, daß die Unterschiede zwischen den gewählten Nahrungsmitteln nicht groß genug sind, um ein stark unterschiedliches Verhalten beim Kauen, wie es sich im Maximaldruck, im Gesamtdruck und in der Zahl der Kaubewegungen pro Kauperiode äußert, erforderlich zu machen.

Wie erwartet, weisen die Diagramme der einzelnen Versuchspersonen gewisse individuelle Eigenheiten auf, doch läßt das bis jetzt zur Verfügung stehende Material nicht erkennen, inwieweit diese individuellen Eigenheiten von den

Nahrungsmitteln und inwieweit sie vom Kauenden abhängen. Erst wenn genügend Material gesammelt ist, um eindeutige Verhaltensweisen beim Kauen festzustellen, wird es möglich sein, diese Methode für physiologische Studien und klinische Untersuchungen zu verwenden.

Anderson hat erkannt, daß die bisher beschriebene und verwendete Methode der Druckmessung beim Kauen Mängel aufwies und deshalb nicht ganz befriedigte, sie lieferte nämlich nur genaue Angaben für die Bestimmung von Druckwirkungen auf einen kleinen Teil der okklusalen Oberfläche des **gewählten Zahnes**. Es wurde deshalb vom physiologischen wie auch vom klinischen Standpunkt aus für wünschenswert gehalten, Genaueres vor allem über die vertikalen Druckwirkungen zu erfahren, die auf einen ganzen Zahn und nicht nur auf einen kleinen Teil von ihm ausgeübt werden. Dazu war es aber nötig, daß man für die Registrierung eine ganze Zahnkrone verwendete.

Die Abwandlung der Methode wurde auf die Kalibrierung beschränkt. Bisher wurde der Druckmesser außerhalb des Mundes kalibriert, wobei man bekannte Druckwirkungen auf die Mitte der Druckmesserfläche ausübte und die Oszilloskopausschläge registrierte. In der neuen Methode wird der Druckmesser unter Bedingungen kalibriert, die denen, die im Munde selbst herrschen, sehr nahe kommen.

Man stellte zwei kupferüberzogene Amalgammodelle her, eines vom Druckmesserzahn, das andere von den okklusalen Oberflächen der zwei gegenüberstehenden Zähne. Der Druckmesser wurde in die Mulde des Zahnmodells eingelassen und wie gewöhnlich mit einem Inlay überzogen. Die zwei Modelle wurden so angeordnet, daß ihre Längsachsen vertikal standen; dann wurde mit Hilfe eines Bisses auf Wachs ihre richtige Stellung zueinander vorgenommen, diese Stellung durch eine Gipsschiene gesichert. Danach wurden die Modelle mit dem Druckmesser versehen, wie es Fig. 1 zeigt, und eine Kalibrierungskurve aufgezeichnet. Bei dieser Methode wurden die kalibrierenden Druckwirkungen nicht nur allein auf den Druckmesser ausgeübt, sondern auch auf alle Kontaktzonen zwischen dem Druckmesserzahn und den ihm gegenüberstehenden Zähnen.

Als die Abänderung dieser Kalibrierungsmethode durchgeführt wurde, standen für die dazu notwendigen vorbereitenden Maßnahmen nur VP 1 und 2 der früheren Untersuchungen zur Verfügung. Um die schon früher gewonnenen Ergebnisse auszunützen, wurden beide Kalibrierungsmethoden angewendet und Kurven angefertigt. Bei VP 1 differierten die zwei Kurven um einen Faktor von 2,8, bei VP 2 um 1,9. Mit diesen Faktoren wurden die früher gewonnenen Ergebnisse multipliziert. Dadurch konnten die Druckwirkungen auf den ganzen Zahn errechnet werden.

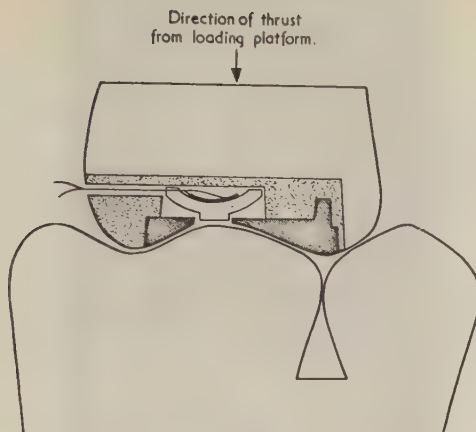


Fig. 1.—Diagram showing the arrangement of the models of opposing teeth for calibration of the strain gauge unit. For convenience the models are inverted. The strain gauge unit is shown in position in the permanent inlay (lightly shaded). The covering inlay is shown darkly shaded.

Fig. 1: Diagramm, das die Anordnung der Modelle der gegenüberstehenden Zähne zur Kalibrierung des Druckmessers zeigt. Aus Gründen der Zweckmäßigkeit sind die Modelle umgedreht. Der Druckmesser wird in seiner Lage im permanenten Inlay (hellgrau) gezeigt. Das bedeckende Inlay ist dunkelgrau geworden.

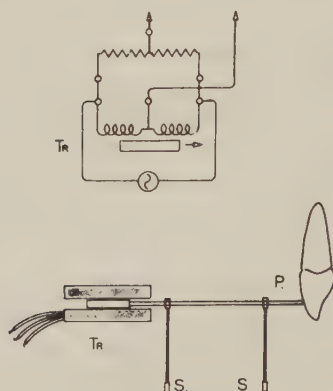


Fig. 1. Circuit diagram and section of transducer assembly. TR—Crescent Engineering and Research Type ZD subminiature rectilinear transducer, sensitivity 2.2 mv/v/001, impedance 800 ohms. P—Probe. SS—cantilever springs carrying probe and core.

Fig. 1: Stromkreisdiagramm und Ausschnitt aus dem Transducersatz.
TR - sehr kleiner rektilinearer Transducer, Marke Crescent Engineering and Research Type ZD; Empfindlichkeit 2,2 mv/v/001, Widerstand 800 Ohm; P - Sonde; SS - Auslegefedern, die Sonde und Kern tragen

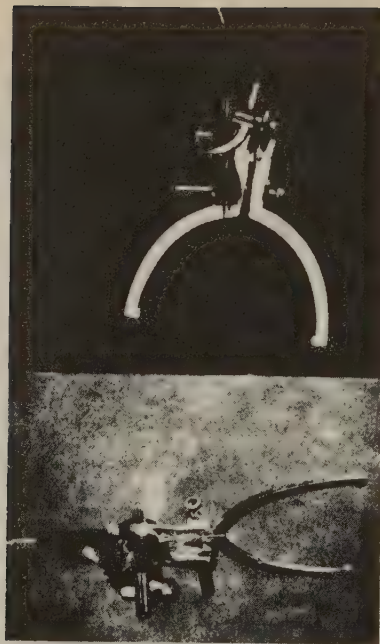


Fig. 2. Transducer in suspension housing, clamped to occlusalator clutch.

Fig. 2: Transducer im Hängegehäuse, an die Okklusalkuppelung geklammert

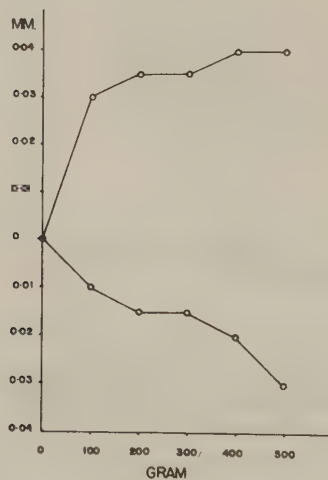


Fig. 3. Labial (up) and palatal (down) movements of test tooth by Muhlemann's micrometer gauge (50 gm. measured contact pressure against tooth).

Fig. 3: Labiale (oben) und palatale (unten) Bewegungen des Zahnes mit Muhlemanns Mikrometermessung (gemessener Kontaktdruck gegen den Zahn = 50 g).

Ergebnisse

Maximale Druckwirkungen auf den ganzen Zahn

Tabelle I zeigt die durchschnittlichen maximalen Druckwirkungen auf den ganzen Zahn pro Kauperiode, die in der schon genannten Weise errechnet wurden.

Gesamtdruckwirkungen auf den Zahn pro Kauperiode

Tabelle II zeigt die Mittelwerte für die Gesamtdruckwirkungen auf den ganzen Zahn, die mit den drei Nahrungsmitteln aus 10 Kauperioden gewonnen wurden.

Diskussion

Im Gegensatz zu den früher berichteten Druckwirkungen auf den Druckmesser bei VP 1 und 2 zeigen die Werte für die Druckwirkungen auf den ganzen Zahn, und zwar sowohl die Maximal- wie die Gesamtwerte pro Kauperiode eine bemerkenswerte Ähnlichkeit. Nur die Fleischwerte bei VP 1 differieren auffallend von den restlichen Ergebnissen dieser VP und bei jenen von VP 2. Es ist interessant, die Zahlen für die maximalen Druckwirkungen beim Kauen mit den jüngsten Meßwerten der maximalen Druckkraft beim Beißen zu vergleichen, die Howell und Manly erhielten, als sie einen Elektronendruckmesser benutzten. Nach ihren Versuchen war die maximale Druckkraft beim Beißen, die auf dem ersten Backenzahn registriert wurde, ungefähr 198 lb (annähernd 90 kg). Es überrascht nicht, daß die Druckwirkungen beim Kauen geringer sind, da kein Grund für große Anstrengungen besteht, wenn gewöhnliche Nahrungsmittel gekaut werden. Es ist interessant, die Maximalwerte, die bei diesen Versuchen festgestellt wurden, mit den Werten zu vergleichen, die Yurkstad und Curby bei Versuchspersonen erhielten, die künstliche Gebisse trugen. Bei diesen Versuchspersonen wurden Maximaldruckwirkungen beim Kauen von ungefähr 12 kg auf einen einzelnen Zahn registriert, obwohl die gewöhnlichen Maximaldruckwirkungen 6 bis 8 kg ausmachten. Sie gaben für die meisten Nahrungsmittel Durchschnittsdruckwirkungen von 0,3 bis 1,8 kg an. Diese Werte liegen weit unter den niedersten Druckwirkungen auf den ganzen Zahn, die bei den Versuchspersonen dieser Untersuchung festgestellt wurden.

Schlußfolgerungen

Die Abwandlung in der Kalibrierungsmethode mit dem Druckmesser, die in diesem B richt beschrieben wurde, stellt ein Mittel dar, die vertikalen Druckwirkungen, die während des Kauens auf einen einzelnen Zahn ausgeübt werden, zu messen. Die Methode zeigt keine auffallenden Unterschiede beim Kauen der einzelnen Nahrungsmittel, was maximale und Gesamtdruckwirkungen angeht, ausgenommen bei VP 1, die offensichtlich kleinere Druckwirkungen für Fleisch als für die anderen zwei Nahrungsmittel benötigte. Es ist bei dem wenigen bis jetzt zur Verfügung stehenden Material nicht möglich, irgendwelche allgemeinen Schlußfolgerungen zu ziehen.

Tabelle I

Durchschnittliche Maximaldruckwirkung auf den ganzen Zahn aus 20 Kauperioden bei VP 1 und 2; Druckwirkung in kg

	VP 1		VP 2		"t"	"p"
	Dr. Wkg.	σ	Dr. Wkg.	σ		
Kekse	14,9 + 3,02		11,4 + 1,24		4,77	weniger als 0,001
Karotten	13,7 + 1,60		12,0 + 3,01		2,23	0,05 - 0,02
Fleisch	7,2 + 1,27		11,6 + 2,58		6,91	weniger als 0,001

Tabelle II

Durchschnittliche Gesamtdruckwirkungen auf den ganzen Zahn pro Kauperiode; Druckwirkungen in kg

	VP 1		VP 2		"t"	"p"
	Dr. Wkg.	σ	Dr. Wkg.	σ		
Kekse	138,1 + 31,9		142,2 + 19,8		0,739	0,5 - 0,4
Karotten	149,4 + 20,3		160,1 + 79,4		0,585	0,6 - 0,5
Fleisch	66,5 + 21,0		134,0 + 47,6		5,8	weniger als 0,001

Abkürzungen: σ = Standardabweichung

"t" = Student

"p" = Wahrscheinlichkeitsquotient

2. Parfitt

Ähnliche Untersuchungen wie Anderson hat auch Parfitt vorgenommen. Er hat ebenfalls einen einzelnen Zahn zur Beobachtung herausgesucht und damit seinen Bericht über die Beweglichkeit eines einzelnen Zahnes in axialer Richtung ergänzt.

Maßgebend für seine Arbeiten waren folgende Tatsachen: Zähne, die klinisch fest sind, besitzen ein meßbares Ausmaß labialer Beweglichkeit, die mit der Tageszeit, der Beanspruchung und mit systemischen Störungen wechselt. Der Grad lateraler Kraft, die vorsätzlich zum Zwecke der Zahnbeweglichkeitsmessung einwirkt (500 g), wird auf natürliche Weise viele Male am Tag und in der Nacht erreicht, so beim Zähnezusammenbeißen, beim Zerkleinern von Nahrung, beim Schlucken und während des Sprechens.

Obwohl durch die Kaumuskeln wie auch durch Lippen und Zunge eine beträchtliche Kraft zur Wirkung kommt, wird die Muskelkraft im allgemeinen nicht auf den einzelnen Zahn konzentriert, sondern auf viele Zähne verteilt, so daß die Größe lateraler Kraft auf einen einzelnen Zahn während einer bestimmten Bewegung unbekannt ist.

Es wurden daher Messungen angestellt, um das Ausmaß der Lateralbewegung eines einzelnen Zahnes während der physiologischen Funktion des Kauens, des Schluckens und des Sprechens zu erhalten.

Für die Messungen benützte Parfitt dasselbe Gerät wie für die Feststellung der Beweglichkeit des Zahnes in axialer Richtung (Fig. 1). Es hat nur eine einzige Abänderung. Sie besteht darin, daß der "transducer" an die Labialoberfläche eines Zahnes gehalten werden mußte, ohne das Sprechen oder das Zerkauen von Nahrung zu behindern. Ein Rahmen wurde von dem oberen Griff eines "Rower Okklusators" angefertigt, eines Instrumentes, das dazu dient, extraoral die Grenzbewegungen der Kinnbacken aufzuzeichnen.

Der Griff besteht aus zwei Armen, die zwischen den Lippen hindurchreichen und die bukkalen Oberflächen des oberen Zahnbogens bis vorn zu den Eckzähnen umgreifen. Die Arme sind mit einem Gelenk verbunden und werden durch eine Schraube zusammengeführt. Ein "transducer" wurde mit Hilfe einer leichten Universalklammer an dem Zentrum des extraoralen Gelenkes angebracht.

Diese Klammern werden bei Gesichtsoperationen am Kinn in extraoraler Nadel-fixation gebraucht.

Das ganze Gerät wog nur 50 g, störte das Reden nur wenig und das Zerkauen von Nahrung überhaupt nicht (Fig. 2). Das Beißen von Nahrung mit Hilfe der Schneidezähne mußte jedoch sehr vorsichtig ausgeführt werden, damit nicht der Schneidezahn, der sich in die Nahrung vergrub, die sehr feine Sonde, die mit dem Kern des "transducers" verbunden und an der labialen Oberfläche des Zahnes angebracht war, aus ihrer Stellung brachte.

Der Lippendruck gegen die labiale Oberfläche des oberen Schneidezahns wurde in Ruhestellung mit 3 - 5 g ermittelt. Während einer Tätigkeit stieg er bis auf 20 g. Der Kontaktdruck der "transducer" - Sonde gegen die Labialoberfläche des Zahnes wurde deshalb auf 5 g eingestellt und ersetzte somit den Lippen-
druck, der, durch das Einführen des Instrumentes bedingt, wegfiel.

Die Bewegung des Zahnes, kalibriert auf Hundertstel und Tausendstel Millimeter, wurde auf einem Meßgerät oder einem X-Y- Registrierapparat, der Kraft und Bewegung aufzeichnete, sowie auch auf einem Zeitbewegungsaufnahmegerät abgelesen. Der Zeitregistrierapparat, der auf vier Zeilen pro Minute eingestellt war, wurde benutzt, um die Impulse, die durch die Bewegung des Zahnes verursacht wurden, auseinanderzuhalten, und um die Geschwindigkeit zu registrieren, mit der der Zahn aus seiner ursprünglichen Stellung wieder in diese zurückgebracht wurde. Eine kontinuierliche Aufzeichnung der Zahn-
bewegung konnte daher in der Labiolingualrichtung während jeder einzelnen Arbeit der Kinnbacken gemacht werden.

Der Zahn, der zur Beobachtung herausgesucht wurde, war ein mittlerer rechter oberer Schneidezahn, der bisher keinerlei Periodontalkrankheiten gehabt hatte. Der Zahnfleischrand war nicht entzündet, die Spaltentiefe war weniger als 2 mm. Es gab keine Absorption der 1, 2 cm Wurzel oder Knochenrezession. Die Knochenebene war 2 mm von dem Übergang Zement-Zahnschmelz entfernt. Die Ausdehnung der Periodontalmembrane war gleichmäßig und lag mit ungefähr 0, 2 mm Breite um den Zahn. Der Zahn war klinisch fest und gab bei Perkussion eine hohe Note von sich. Er zeigte bei Anwendung von Mühlemanns Mikrometertechnik eine Labialbewegung von 0, 04 mm bei 500 g Kraft, einem Kontaktdruck von 50 g auf die Bukkaloberfläche des Zahnes und 0, 03 mm Lingualbewegung (siehe Fig. 3).

Die Gesamtlabiolingualbewegung war daher 0, 07 mm, was weniger ist als der normale Bewegungsumfang, wie er von Mühlemann berichtet wird (es wurde festgestellt, daß eine Bewegung von 0, 02 mm durch Betastung bemerkt werden konnte).

Bestätigende Messungen, die mit dem "transducer" gemacht wurden, zeigten

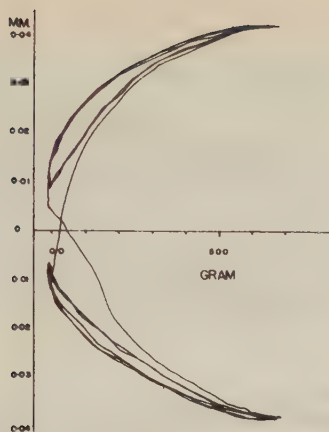


Fig. 4. Labial (top) and palatal (bottom) movements of test tooth measured by transducers (4 gm. contact pressure against tooth). Note return points 0.01 mm. short of zero due to friction against adjacent teeth.

Fig. 4: Labiale (oben) und palatale (unten) Bewegungen des Zahnes mit "transducer" gemessen (4 g Kontaktdruck gegen den Zahn). Beachte, daß der Wendepunkt im Abstand von 0,01 von 0 ist auf Grund der Reibung gegen den Nachbarzahn.

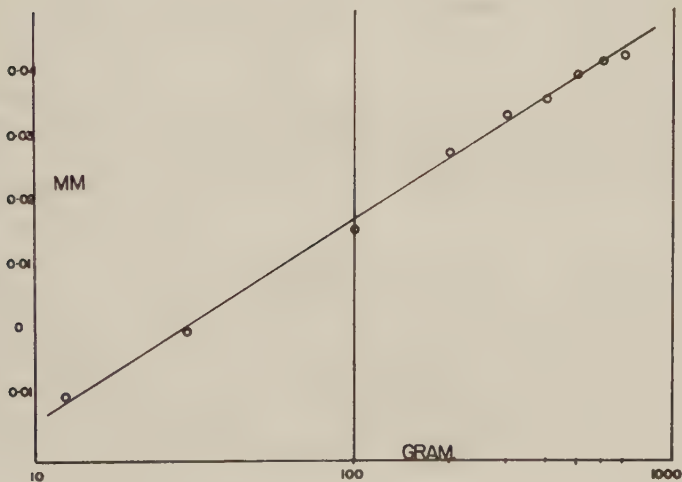


Fig. 5. Movement of initial labial movement (Fig. 4) plotted against log Force.

Fig. 5: Bewegung der initialen labialen Bewegung (Fig. 4) gezeichnet gegen logarithmische Kraft.

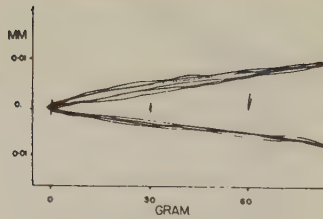


Fig. 6. Labial (up) and palatal (down) movement of test tooth measured by transducers in lower force range. Friction against adjacent teeth eliminated by discing.

Fig. 6: Labiale (oben) und palatale (unten) Bewegung eines Testzahnes gemessen von "transducern" im unteren Kraftbereich. Reibung mit dem Nachbarzahn durch "discing" eliminiert.

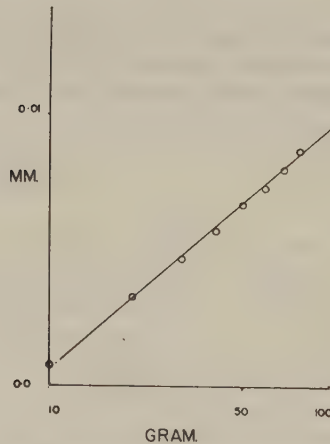


Fig. 7. Movement of initial labial movement (Fig. 6) plotted against log Force.

Fig. 7: Bewegung der initialen labialen Bewegung (Fig. 6) gezeichnet gegen logarithmische Kraft.

eine Labialbewegung von 0,04 mm bei 500 g Druck und einer Gesamtlabio-lingualbewegung von 0,073 mm, wobei 500 g erst in labialer und dann in lingualer Richtung einwirkten. Dieser besondere Schneidezahn stand mehr als $\frac{2}{3}$ über den unteren Schneidezähnen. Die Längsachse lag mit einem Winkel von $72,7^\circ$ über der Okklusalebene und mit einem Winkel von $166,2^\circ$ über der Längsachse des unteren Schneidezahnes, der damit okkludierte. Sowohl der untere als auch der obere Schneidezahn waren lingual geneigt im Vergleich zum Durchschnitt. Beide Schneidezähne okkludierten im Zentrum.

Ergebnisse

Auf Fig. 4 befindet sich eine kontinuierliche Messung wiederholten Drucks und Bewegung erst in der lingualen und dann in der labialen Richtung. Es wurde ein Maximum von 675 g benutzt. Bei dieser Kraft bewegte sich der Zahn 0,043 mm labial und 0,037 mm lingual. Die Bewegung in jeder Richtung folgte eng einer logarithmischen Funktion der angewandten Kraft (siehe Fig. 5).

Dieses Verhältnis galt auch im unteren Bereich (siehe Fig. 6 und 7). Fig. 7 zeigt, daß eine Bewegung von 0,007 mm bei 60 g Druck eintrat. Fig. 8 zeigt die kontinuierliche Zeitbewegungsaufzeichnung während des Essens verschiedener Nahrungsmittel. Zähes Fleisch wurde in der molaren Gegend gekaut, Sellerie und Apfel wurden mit den Schneidezähnen abgeissen und dann in der prämolaren Gegend gekaut und Brot wurde in der Gegend der Schneidezähne gekaut.

Das geringste Ausmaß labialer Bewegung der Schneidezähne wurde festgestellt, als das Fleisch in der molaren Gegend gekaut wurde, das Maximum wurde beim Beißen in Sellerie erreicht. Während dieser Prozedur traten 0,052 mm labialer Bewegung des oberen Schneidezahnes ein. Letzteres bedeutet eine Labialkraft von mehr als 1 kg.

Fig. 9 zeigt eine Zeitbewegungsstudie, bei der die Zähne in der zurückgezogensten Stellung aufeinandergesetzt sind, ohne daß Nahrung dazukommt; weiterhin $\frac{1}{2}$ mm vor der zurückgezogensten Stellung (in der normalen Okklusallstellung der Versuchsperson); in leichter Vorstülpung mit den unteren Schneidezähnen am Lingualabhang der oberen Schneidezähne; und in Schneide-auf-Schneidestellung. Die aufgezeichneten Labialbewegungen zwischen 0,003 und 0,004 mm bedeuten Kräfte von 10 bis 500 g in der Labialrichtung.

Fig. 10 zeigt das Meßergebnis einer Stellung, bei der die Zunge absichtlich gegen die Palataloberfläche der oberen Schneidezähne gedrückt wird, wobei

eine Bewegung von 0,02 mm entsteht. Fig. 10 registriert auch die Schluckbewegungen.

Fig. 11 enthält eine Zeitbewegungsaufzeichnung während des Sprechens. Die Zunge wurde dabei gegen die oberen Schneidezähne gelegt, um folgende Laute hervorzubringen: d, l, n, t, th (engl. th = Zischlaut, bei dem die Zunge gegen die innere obere Schneidezahnreihe gebracht wird). Eine labiale Bewegung des oberen Schneidezahnes von 0,0025 mm trat bei dem Laut d ein, eine von 0,01 mm bei dem Laut th.

Erörterungen

Die Beweglichkeit der Zähne variiert beträchtlich bei verschiedenen Personen. Mühlemann gibt als normalen Bereich 0,01 - 0,012 mm für die oberen Schneidezähne an. Pathologisch lockere Zähne können das Zehnfache oder noch mehr dieses Betrages erreichen. Es bestehen beträchtliche individuelle Variationen in der Okklusion der Zähne, in der Stärke der Zunge und in den Gewohnheiten der Lautbildung, des Kauens und des Schluckens. Die hier aufgeführten Meßergebnisse demonstrieren den Bereich der Kräfte, die man dabei antrifft und das Ausmaß der Bewegung eines bestimmten Schneidezahnes, der fester war als der von Mühlemann angegebene Durchschnittswert.

Überall im Körper unterstützen funktionale Bewegungen das Fließen des Blutes und der Gewebeflüssigkeit. Gewichttragende Gelenke haben avaskuläre Gebiete an den Stellen, auf denen der Druck lastet, aber das dento-alveolare Gelenk hat, obwohl es ein beträchtliches Gewicht pro Einheit des Gebietes vergleichbar mit anderen gewichttragenden Gelenken trägt, einen ununterbrochenen vaskulären Plexus in dem dazwischenliegenden Gewebe. Im dento-alveolaren Gelenk werden jedoch die Gewichte diskontinuierlich getragen.

Axialbewegungen des Zahnes verursachen eine teilweise Entleerung des Vaskulabettes der Periodontalmembrane. Zweifellos bewirkt die laterale Neigung eines Zahnes ebenfalls in beschränkten Gebieten eine Gewebekompression. Es kann daher vermutet werden, daß die Bewegungen des Zahnes innerhalb der Alveole die Zirkulation des Blutes und der Gewebeflüssigkeit innerhalb der Periodontalmembrane unterstützen, den Zahn vor einem traumatischen Aufprall während der Okklusion schützen und die Knochenabsorption und das Wiedererlangen der ursprünglichen Stellung beschleunigen, die es dem Zahn erlaubt, aus dem Trauma ohne stärkeres Anwachsen der Lockerung herauszukommen.

Wenn aber ein Zahn besonders locker ist, wird zusätzlich zu dem Schaden,

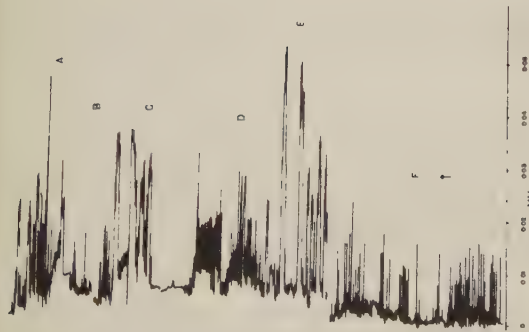


Fig. 8. Continuous time-movement record of labial movement of test tooth, clenching teeth without food intervening. F - In retruded position, chewing one inch cube of steak in molar region (right hand side). E - Biting stick of celery in molar region. D - Biting apple. C - Biting and chewing bread. A - Biting

Fig. 8: Kontinuierliche Zeitbewegungsaufnahme der Labialbewegung des Testzahnes (von unten nach oben gelesen, weil das Papier sich nach unten bewegt). F - Kauen eines 1 Zoll-Würfels Steak in molarer Gegend rechts und links. E - Biß in den Sellerie. D - Kauen des Sellerie in prämolaren Gegend. C - Biß in den Apfel. B - Kauen des Apfels. A - Beißen und Kauen des Brotes.

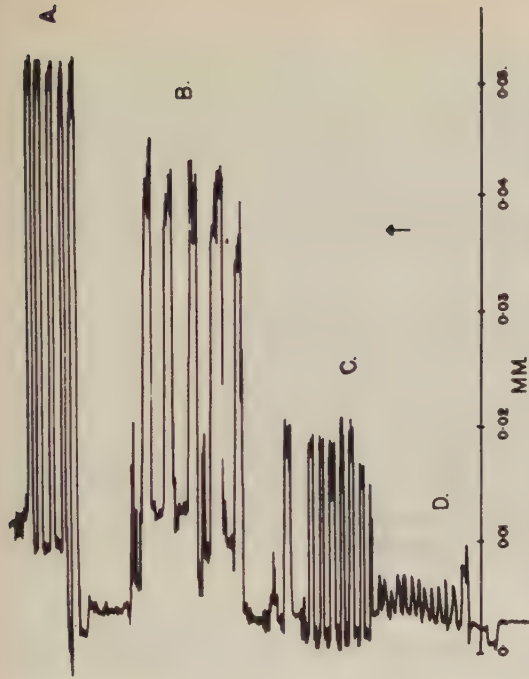


Fig. 9. Continuous time-movement record of labial movement of test tooth, clenching teeth without food intervening. D - In retruded position, chewing one inch cube of steak in molar region (right hand side). C - Slightly protruded position, heavy occlusion on incisor teeth. A - Edge to edge bite on incisors.

Fig. 9: Kontinuierliche Zeitbewegungsaufnahme der labialen Bewegung des Testzahnes, Zähne zusammengebissen, ohne Dazwischenkommen von Nahrung. D - in zurückgezogener Stellung. C - etwas nach vorne aus der weitesten zurückliegenden Stellung heraus, die gewöhnliche Okklusalstellung der VP. B - leicht vorgestülpte Position mit schwerer Okklusion auf den Schneidezähnen. A - Schneide-auf-Schneidebiß auf den Schneidezähnen.

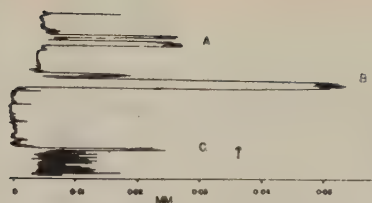


Fig. 10. Continuous time-movement record of labial movement of test tooth. C—Swallow after mastication of food followed by brief period of rest. B—Deliberate edge to edge bite. A—Deliberate tongue thrust against palatal surfaces of upper incisors.

Fig. 10: Kontinuierliche Zeitbewegungsaufnahme des Testzahnes bei Labialbewegung. C - Schlucken nach dem Zerkauen von Nahrung gefolgt von kurzer Ruheperiode. B - Absichtlicher Schneide-auf-Schneidebiß. A - Absichtlicher Zungendruck gegen die palatalen Oberflächen der oberen Schneidezähne.

DYNAMICS

Page 107

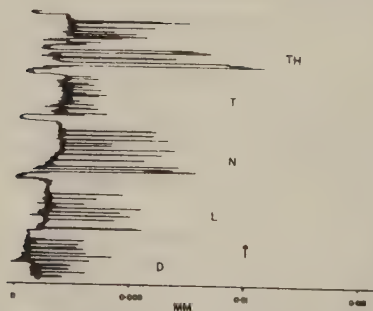


Fig. 11. Continuous time-movement record of labial movement of test tooth while repeating the sounds D, L, N, T, Th.

Fig. 11: Kontinuierliche Zeitbewegungsaufnahme der Labialbewegung des Testzahnes während des Aussprechens der Laute d, l, n, t, th (engl. th).

der durch Okklusalkräfte hervorgerufen wird, Bewegung durch die physiologischen Kräfte von Zunge und Lippen erzeugt, die der periodontalen Struktur zusätzlichen Schaden zufügen kann. Wenn der Zahn extrem lose ist, kann eine heftige Bewegung toxische Substanzen von der Speise durch das Gewebe verbreiten. Das könnte den klinischen Befund erklären, daß neben lockeren Zähnen die Taschen meistens tiefer und die Entzündungen schwerer sind.

Schlußfolgerungen

Da obere Schneidezähne Axialkräften unterworfen sind, die beim Beißen in Nahrung bis zu 15 kg betragen können, kann eine Axialbewegung der Zähne von 0,04 - 0,05 mm stattfinden. Jedoch ist die Anzahl derjenigen Male, bei denen dieses am Tage vorkommt, klein gegenüber der Anzahl labio-lingualer Bewegungen, denn die oberen Schneidezähne sind lingualen Kräften nicht nur während des Kauens von Nahrung ausgesetzt, sondern auch beim Zusammenbeißen, Schlucken und Sprechen. Dies geschieht viele tausend Male am Tag.

III. ERÖRTERUNG UND ZUSAMMENFASSUNG

Die in vorliegender Arbeit dargestellten und behandelten Aufsätze aus amerikanischen Fachzeitschriften weisen in ihrer Literaturangabe oft auf die Berichte von H. R. Mühlemann und seiner Mitarbeiter am zahnärztlichen Institut der Universität Zürich hin.

Von ihnen finden sich aber auch im "Journal of Periodontology" und im "Journal of Dental Research" sowie in anderen amerikanischen Fachblättern eine Reihe von Beiträgen in englischer Sprache als Erstveröffentlichungen (52, 53, 54, 55, 56).

Aus alledem wird deutlich die führende Stellung, die das zahnärztliche Institut der Universität Zürich und sein Direktor, Professor Dr. H. R. Mühlemann, auf dem Gebiete der Zahnbeweglichkeitsforschung und -messung einnehmen. Diese Tatsache unterstreicht Mühlemann selbst in einem Aufsatz im "Journal of Periodontology" von 1960 (55), betitelt "Ten Years of Tooth-Mobility Measurements".

Er stellt hier fest, daß man 1960 die Zehnjahresfeier der Forschung und des routinemäßigen Gebrauches der Zahnbeweglichkeitsmessungen oder der Periodontometrie begehen könnte. Grundlegende Untersuchungen seien im "Journal of Periodontology" schon früher veröffentlicht worden (52, 53).

Periodontometrie, nach der Methode Mühlemann praktiziert, sei einfach und jederzeit durchführbar, wenn sie auch noch nicht ganz ausgereift sei. Doch bedeute sie eine wesentliche Verbesserung gegenüber der älteren Methode der extraoralen Messungen von Elbrecht 1939 (2), Werner 1942 (3) und Groß 1951.

Der Vitrometer von Beyeler und Dreyfus (1947 und 1949) (4), von Manly (57) und anderen sowie der elektromagnetische Bewegungsmesser von Lundquist - Apparate, die jeweils auf verschiedenen Prinzipien beruhen - seien nicht über das experimentelle Stadium hinausentwickelt worden. Mühlemann korrigiert damit unter anderem die Ansicht von Manly, Yurkstas und Reswick, die überzeugt waren, daß ihr Instrument durchaus für klinische Zwecke benutzt werden könnte (siehe Seite 21).

Mühlemanns Periodontometer hat verbreitete klinische Anwendung gefunden und eine Anzahl Untersuchungen ausgelöst, über die Breitschwerdt (9), Forsberg und Hägglund in Stockholm (55), Franke und Lindemann (11) in Deutschland, Meier (15) in der Schweiz und Karlson (55) in USA berichtet hätten.

Ein Jahr nach der Veröffentlichung seines Aufsatzes im "Journal of Periodontology" 1961, hat Parfitt die Mühlemann'sche Mikrometertechnik angewendet und dabei festgestellt, daß die Gesamtlabiolingualbewegung eines mittleren rechten oberen Schneidezahnes nur 0,07 mm beträgt, was weniger ist, als der normale Bewegungsaus Schlag, wie er von Mühlemann (0,02 mm) angegeben wird (siehe Seite 46).

Auch hinsichtlich des normalen Bereichs der Beweglichkeit der Zähne kommt Parfitt zu einem anderen Ergebnis als Mühlemann, der diesen Bereich mit 0,01 - 0,012 mm für die oberen Schneidezähne feststellt.

Andererseits ist aber auch der eigene Beitrag der amerikanischen Forschung auf dem Gebiete der Zahnbeweglichkeitsmessung nicht unbedeutend. Er ist Gegenstand von Diskussionen auch bei uns geworden.

In der Zahnbeweglichkeitsmessung wird von Mühlemann und Rateitschak auf die Methode von Picton und Parfitt Bezug genommen (25).

Der Schwund der parodontalen Stützgewebe veranlaßte die Amerikaner Burket, Miller, Seidler, Marshall-Day und Shourie zu epidemiologischen Studien, die sich auf das quantitativ bestimmbare röntgenologische Schwundsystem stützen und bei uns vorwiegend von Bober durchgeführt wurden. Die Arbeiten Bobers, die zur Entwicklung eines universell anwendbaren Röntgen-Schwund-Indexes tendieren, wurden von Mühlemann aus didaktischen Gründen im klinischen Unterricht und für besondere Untersuchungen verwendet (12).

In der Frage der progressiven Taschenbildung, die nur bei schon vorhandener Beweglichkeit möglich wird, neigt Mühlemann zu der Ansicht, daß es von sekundärer Bedeutung ist, ob die erhöhte Beweglichkeit bzw. Parodontal-schwächung durch endogen-hormonale Einflüsse oder funktionelle Störungen bedingt ist und beruft sich dabei auf neuere tierexperimentelle Befunde, wie sie von Glickmann, Weiss und Smulow 1955, 1962 und 1963 im "Journal of Periodontology" vorgelegt worden sind (66, 67, 68).

Die Beteiligung von zahnärztlichen Universitätsinstituten jenseits des Eisernen Vorhanges an der Forschungsarbeit über die Zahnbeweglichkeit ist nicht ganz ersichtlich. Eine Kontaktaufnahme des Verfassers mit dem zahnärztlichen Institut der Universität Leipzig erbrachte eine Literatur, die vornehmlich Untersuchungen westlicher Autoren enthielt.

Von Interesse war, daß Mühlemanns Periodontometer auch dort verwendet wird. 1964 ist an der Universität Rostock von J. Majewsky eine Dissertation geschrieben worden, betitelt "Untersuchungen über Behandlungsergebnisse nach parodontaltherapeutischen Maßnahmen. Unter besonderer Berücksichtigung der Zahnbeweglichkeitsmessung mit dem Makroperiodontometer nach Mühlemann".

Die Untersuchungen der amerikanischen Forschung und die Veröffentlichungen in Fachzeitschriften lassen unter anderem ein besonderes Interesse an der axialen Zahnbeweglichkeit und der Analysierung der Mandibularbewegung erkennen.

Manly, Yurkstas und Reswick haben bei der Ausprobierung ihres Instrumentes, verschiedene Arten klinischer Zahnbeweglichkeit festzustellen, Beobachtungen bei 24 Versuchspersonen, und zwar an ihren unteren Schneidezähnen, registriert (siehe Seite 19). Shunpei Ota und andere betrachten als Hauptproblem der Zahnheilkunde die Messung der Mandibularbewegung in die freien Richtungen, dessen Lösung bisher an der Unzulänglichkeit der vorhandenen Apparate scheiterte, und entwickelten ein neues Verfahren.

Anderson wählte für die Messung des Drucks beim Kauen Backenzähne des linken und rechten Unterkiefers (siehe Seite 34).

Picton und Parfitt geht es um die vertikale Bewegung der Zähne. Parfitt stellte fest, daß Mühlemann und andere zwar seitliche Ausweichungen gemessen haben, bisher (1960) aber nur wenige Methoden beschrieben wurden, mit denen man die geringen physiologischen axialen Zahnbewegungen messen kann. Mit seinem Instrument nahm er zunächst Messungen der physiologischen Bewegungen eines Zahnes in axialer Richtung vor und brachte, um die Funktion

eines einzelnen Zahnes beim Kauen, Schlucken und Sprechen zu erfassen, dann an diesem Apparat Änderungen an.

Abwandlungen der Methode führte auch Anderson durch, da die Ergebnisse mit einem Registrierapparat, der nur einen kleinen Teil der okklusalen Oberfläche des Zahnes einnahm, mit Vorsicht ausgewertet werden mußten.

Die Befunde, die Parfitt und Anderson erzielt haben, werden von ihnen nur als vorläufige und Teilergebnisse betrachtet. Das zur Verfügung stehende Material gestatte nicht, wie zum Beispiel Anderson über seine Untersuchungen bemerkt, irgendwelche allgemeinen Schlußfolgerungen zu ziehen.

Wie Mühlemann versuchen auch Parfitt und andere die qualitativen Ursachen der Zahnbeweglichkeit aufzuhellen. So sollen unter verschiedenen experimentellen Bedingungen weitere Messungen zum Studium der Mechanismen der Zahnbeweglichkeit erfolgen, um sichere Ergebnisse über die Wirkung von lokalen Änderungen im Blutgefäßsystem, von Änderungen der Gewebeflüssigkeit und von verschiedenen lokalen und Systembedingungen auf die charakteristische Zahnbeweglichkeit zu erhalten.

Die größte Unbekannte bei der Parodontaldagnostik, der biologische Faktor, d.h., die konstitutionell bedingte biologische Reaktionsweise auf pathogene Reize - stellten Mühlemann und Rateitschak 1963 (25) fest - ist nicht mit Momentanmessungen allein, seien es Belastungs- oder Entlastungsmessungen, erfaßbar.

Gegenstand der weiteren Untersuchungen sollten für die Zukunft die biologisch gesteuerten, zeitabhängigen physikalischen Zustandsänderungen des Parodonts sein, die eine Reaktion auf genau bekannte Gewebsbelastungen mechanischer oder chemischer Art darstellen dürften, eine Aufgabe, die Mühlemann seit drei Jahren in Angriff genommen hat und über die schon ein Bericht vorliegt, die aber auch in Amerika erkannt worden ist und an deren Lösung man dort mitarbeitet.

Bemerkenswert ist die Tatsache, daß die elastische Deformation des knöchernen Stützgerüsts der Kiefer, die von Jung und seinen Schülern untersucht wurden, im amerikanischen zahnärztlichen Schrifttum nicht bekannt ist, obwohl sie auch Lageveränderung der Zähne während ihrer funktionellen Beanspruchung bewirkt.

C. SCHRIFTTUM

Abkürzungen:

SMfZ	Schweizerische Monatszeitschrift für Zahnheilkunde, Verlag Berichthaus Zürich
DZZ	Deutsche zahnärztliche Zeitschrift
J. D. Res.	Journal of Dental Research
J. Periodont.	Journal of Periodontology

I. Deutschsprachiges Schrifttum

1. Heinroth, H.: Klinische Untersuchungen, Kaudruckmessung. Die Fortschritte der Zahnheilkunde IV, 110-130, 1928
2. Elbrecht: Beitrag zur Bestimmung der Lockerungsgrade der Zähne, Parodontium 11, 138-141, 1939
3. Werner, V.: Vergleichende Untersuchungen verschiedener Parodontosebehandlungen mittels einer neuen metrischen Methode. Parodontium 14, 43, 1942
4. Beyeler, K. und Dreyfus, J.: Prinzip einer elektrodynamischen Apparatur zur Messung des Lockerungsgrades. Parodontologie 113-120, 1947
5. Mühlemann, H. R.: Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit. SMfZ 1951
6. Zwimer, E.: Verwendungsmöglichkeiten des Kathodenstrahloszillographen zu Forschungszwecken in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. DZZ 4, 1949
7. Ekert, A.: Physikalisch-mathematische Berechnungen der Zahnbewegungen bei Einwirkung von Kräften. Freiburg i. B., Med. Diss. 1953
8. Ulmer, E.: Zahnbeweglichkeitsmessungen zur Ergänzung des parodontalen Befundes. Tübingen, Med. Diss., 1953
9. Breitschwerdt, H. G.: Zahnbeweglichkeitsmessungen bei Erkrankung des Parodontiums und ihre Bedeutung in praktischer Hinsicht. Tübingen, Med. Diss., 1954

10. Hirt, H.: Rhythmische Zahnbeweglichkeitsänderungen bei Knirschern und Nichtknirschern. Zürich, Med. Diss., 1956
11. Franke, G. und Lindemann, E.: Untersuchungen über das Zahnbeweglichkeitsmeßgerät nach Mühlemann und dessen Anwendung bei der Kontrolle der lokalen balneotherapeutischen Behandlung. DZZ 1957
12. Mühlemann, H. R. und Fehr, C.: Zur Beurteilung des Parodonts mittels Zahnbeweglichkeitsmessungen, DZZ 1956
13. Himmel, G.: Das Verhalten der Zahnbeweglichkeit im Verlauf der 24-Stunden-Periode, Zürich, Med. Diss., 1957
14. Herzog, H.: Zahnbeweglichkeitsverhältnisse bei asymmetrischer Kau-funktion. Zürich, Med. Diss., 1957
15. Meier, A. J.: Reihenuntersuchungen über die Einwirkung des Mundstücks bei Blasmusikern mittels Zahnbeweglichkeitsmessungen. Bern, Med. Diss., 1957
16. Mühlemann, H. R.: Quantitative Parodontaldiagnostik. Zahnärztliche Rundschau 1957
17. Mühlemann, H. R., Herzog, H. und Rateitschak, K.: Okklusion und Artikulation im Aetiologiekomplex parodontaler Erkrankungen. Parodontologie 1957
18. Parma, C.: Reihenuntersuchungen der Parodontopathien. Deutsche Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde 1958
19. Marx, H.: Die funktionsbedingten elastischen Deformierungen der menschlichen Mandibula. Mainz, Habilitationsschrift, 1966
20. Wüst, B., Rateitschak, K. H. und Mühlemann, H. R.: Der Einfluß der lokalen Parodontalbehandlung auf die Zahnlockerung und den Entzündungsgrad des Zahnfleisches. Helv. odont. Acta 1960
21. Körber, K.: Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit. Deutsches Zahnärzteblatt 1962
22. Körber, K.: Die elastische Deformierung menschlicher Zähne. DZZ 1962
23. Körber, K.: Untersuchungen zur Biophysik des Parodontiums. DZZ 1962

24. Hofmann, M.: Ein Gerät zur quantitativen und qualitativen Bestimmung der Bewegungsbahn des Zahnes. DZZ 1962
25. Mühlemann, H. R., Rateitschak, K. H.: Mechanische und elektronische Zahnbeweglichkeitsmessungen. DZZ 1963
26. Savdir, S.: Der Periodontograph. SMfZ 1963
27. Savdir, S., Rateitschak, K. H.: Zahnbeweglichkeit und Zahn deformation. Parodontologie 1964
28. Wüst, B.: Zahnbeweglichkeit und Entzündung des marginalen Parodonts nach Lokalbehandlung. Zürich, Diss. 1960
29. Mühlemann, H. R. und Rateitschak, K. H.: Zur erhöhten Zahnbeweglichkeit. SMfZ 1965
30. Jung, F.: Beitrag zur prothetischen Versorgung Kieferverletzter. DZZ 1948
31. Jung, F.: Die Elastizität der Skeletteile des Gebißsystems. Stoma 1952
32. Jung, F.: Kritische Betrachtung über den Wert festsitzender Brücken nach Kieferfrakturen. Deutsche Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde 1951
33. Jung, F.: Die Elastizität der Skeletteile des jugendlichen Gebißsystems. Fortschritte der Kieferorthopädie 1952
34. Jung, F.: Die Elastizität der Kiefer und Alveolarfortsätze bei Dysgnathien. Fortschritte der Kieferorthopädie 1956
35. Jung, F.: Über die Reaktion des Gebisses auf Gaumenplatten. DZZ 1957
36. Jung, F.: Über Probleme beim Eingliedern gestützter Prothesen in artikulatorischer Hinsicht. DZZ 1957
37. Jung, F.: Über die Reaktion der unteren Seitenzähne auf Lingualplatten. DZZ 1958
38. Jung, F.: Die funktionelle elastische Deformation des Kieferknochens und die Eigenbeweglichkeit der Zähne. SMfZ 1960
39. Jung, F. und Lorenz Hupfau: Reaktionsvermögen des Mundhöhlengewebes auf exogene Faktoren mit klinischen Hinweisen und therapeutischen Vorschlägen. Prothetik und Werkstoffkunde 1961

40. Jung, F.: Die Zahnbeweglichkeit. DZZ 1963
41. Jung, F.: Die individuelle Gestaltung des Kauflächenkomplexes bei Brücken. DZZ 1965
42. Job, D.: Die Elastizität der Skeletteile des Gebißsystems bei der mastikatorischen Funktion. Mainz, Med. Diss., 1951
43. Gettmann, H.: Über die Elastizität der kindlichen Mandibula bei der Bißöffnungsbewegung. Mainz, Med. Diss., 1951
44. Bredau, G.: Messung der physiologischen Zahnbeweglichkeit der oberen Seitenzähne unter Berücksichtigung der elastischen Deformierbarkeit der oberen seitlichen Alveolarfortsätze im gesunden Gebiß. Mainz, Med. Diss., 1953
45. Sauer, E.: Messung der elastischen Deformierbarkeit natürlicher Zähne. Mainz, Med. Diss., 1954
46. Sieglaff, M.: Untersuchungen über die physiologische und pathologische Beweglichkeit der oberen Seitenzähne im anomalen Gebißsystem. Mainz, Med. Diss., 1954
47. Saalfrank, K.: Über die Elastizität des Kieferknochens in Abhängigkeit von dem Funktionszustand des Gebißsystems. Mainz, Med. Diss., 1955
48. Beck, G.: Untersuchungen über das Verhalten menschlicher Zähne beim Kauvorgang. DZZ 1956
49. Wengeler, U.: Untersuchungen über die physiologische und pathologische Beweglichkeit der unteren Seitenzähne. Mainz, Med. Diss., 1956
50. Marx, H.: Die Auswirkungen der funktionell bedingten elastischen Deformierung der Mandibula auf die Stellen der unteren Seitenzähne beim Tragen von linguale Unterkieferplatten. Mainz, Med. Diss., 1957
- 50a Herzog, H.: Zahnbeweglichkeitsverhältnisse bei asymmetrischer Kau- funktion. Zürich, Diss. 1957

II. Amerikanisches Schrifttum

51. Mühlemann, H. R.: Periodontometry, a Method for Measuring Tooth-Mobility. Oral Surg., Oral Med., Oral Path. 1951
52. Mühlemann, H. R.: Tooth Mobility, I. The Measuring Method. Initial and Secondary Tooth Mobility. J. Periodont. 1954
53. Mühlemann, H. R., Zander, H. A.: Tooth Mobility, III. The Mechanism of Tooth Mobility. J. Periodont. 1954
54. Mühlemann, H. R., Herzog, H., Rateitschak, K.: Quantitative Evaluation of the Therapeutic Effect of Selective Grinding. Periodont. 1957
55. Mühlemann, H. R.: 10 Years of Tooth Mobility Measurements. SMfZ 1960
56. Mühlemann, H. R., Savdir, S., Rateitschak, K.: Tooth Mobility - Its Causes and Significance. J. Periodont. 1965
57. Manly, R. S., Yurkstas, A., Reswick, J. B.: An Instrument for Measuring Tooth Mobility. J. Periodont. 1951
58. Parfitt, J. G.: Measurement of the Physiological Mobility of Individual Teeth Mobility in an Axial Direction. J. D. Res. 1960
59. Parfitt, J. G.: The Dynamics of a Tooth in Function. J. Periodont. 1961
60. Anderson, D. J.: Method of Recording Masticatory Loads. J. D. Res. 1953
61. Anderson, D. J.: Measurement of Stress in Mastication I und II. J. D. Research 1956
62. Picton, D. C. A.: A Method of Measuring of Physiological Tooth Movements in Man. J. D. Res. 1957
63. Synge, J. L.: The Tightness of the Teeth Considered as a Problem Concerning the Equilibrium of a Thin Incompressible Elastic Membrane. Phil Trans. Roy. Soc. London 1953
64. Gabel, A. B.: A Mathematical Analysis of the Function of the Fibres of the Periodontal Membrane. J. Periodont. 1956

65. Shunpei Ota, Yoshiro Sasaki, Kiyosumi Karashima: A Newer Method for Analysing. The Mandibular Movement, Cephalometric Photo-Apparatus. J. D. Res. 1962
66. Glickman, J., Weiss, L.: Role of Trauma from Occlusion in Initiation of Periodontal Pocket Formation in Experimental Animals. J. Periodont. 1955
67. Glickman, J., Smulow, J.B.: Alterations in the Pathway of Gingival Inflammation into the Underlying Tissues Induced by Excessive Occlusal Forces. J. Periodont. 1962
68. Glickman, J.: Inflammation and Trauma from Occlusion, Co-Destructive Factors in Chronic Periodontal Disease. J. Periodont. 1963
69. Picton, D. C. A.: Vertical Mobility of Cheek Teeth with Biting. J. D. Res. 1962

Die Anregung für meine Dissertation erhielt ich von Herrn Professor
Dr. Jung.

Er hat meiner Arbeit jederzeit ein großes Interesse entgegengebracht
und mir bei ihrer Abfassung wertvolle Ratschläge und Hinweise gegeben.

Für diese verständnisvolle wissenschaftliche Betreuung gilt Herrn Professor
Dr. Jung mein ganz besonderer Dank.

LEBENS LAUF

Ich, Rainer Christian Schulz, wurde am 27. Mai 1933 in Chemnitz/Sachsen als Sohn des damaligen Studienrates Dr. Max Schulz und dessen Ehefrau Käte Schulz geboren.

Da mein Vater 1938 zum Oberstudiendirektor in Pirna/Elbe ernannt wurde, siedelten wir dorthin über.

In Pirna besuchte ich zunächst die Grundschule und anschließend die Oberschule für Jungen.

Nach dem Zusammenbruch 1945 verzog ich mit meiner Mutter, mein Vater war in Kriegsgefangenschaft, in die Heimat meines Vaters, nach Zwickau/Sachsen. Dort legte ich im Juni 1952 an der Gerhart Hauptmann-Schule die Reifeprüfung ab.

Im Oktober 1952 ging ich zu meinem Vater nach Darmstadt. Er war 1946 aus englischer Kriegsgefangenschaft, da Offizier, nicht nach seinem Wohnsitz in der Ostzone, sondern in den Westen entlassen worden und hatte wieder eine Anstellung an einer höheren Schule gefunden. Meine Mutter konnte erst 1953 aus der Ostzone ausreisen.

Mein aus der sowjetischen Besatzungszone mitgebrachtes Reifezeugnis wurde im Westen nicht anerkannt. Ich hatte deshalb eine Ergänzungsprüfung abzulegen, außerdem, da Latein am naturwissenschaftlich-mathematischen Zweig unserer Schule in der Ostzone nicht gelehrt wurde, auch das "Kleine Latein" nachzuholen. Die Vorbereitungen für diese Prüfungen liefen neben meinem Universitätsstudium.

Im Wintersemester 1952/53 begann ich mein Studium an der Universität Frankfurt a. M., nicht wie beabsichtigt mit Zahnmedizin, sondern, da alle Plätze im zahnärztlichen Institut vergeben waren, mit Medizin.

Ab Sommersemester 1953 studierte ich dann in Frankfurt a. M. Zahnmedizin. Ende April 1955 legte ich hier die zahnärztliche Vorprüfung ab.

Das Sommersemester 1955 absolvierte ich an der Universität Kiel, die folgenden Semester an der Universität Frankfurt a. M.

Am 14. März 1958 bestand ich vor dem staatlichen Prüfungsausschuß in Frankfurt a. M. die zahnärztliche Prüfung. Mit Wirkung vom gleichen Termin erhielt ich die Approbation als Zahnarzt.

Mein Ziel war, Sanitätsoffizier (Zahnarzt) bei der Bundeswehr zu werden. 1958 war diese Laufbahn noch nicht offen. Ich habe deshalb zunächst meinen Grundwehrdienst (14. April - 15. Oktober 1958) abgeleistet.

Als Assistent war ich tätig

vom 1. 4. 1959 bis 31. 3. 1960 bei Dr. Führmann in Darmstadt;

vom 1. 4. 1960 bis 30. 9. 1960 bei Zahnarzt Klemm in Weinheim/
Bergstraße, hier auch teilweise als Praxisleiter;

vom 15. 10. 1960 bis 15. 4. 1961 bei Dr. Gerdes in Darmstadt.

Vom 16. 4. 1961 bis 30. 9. 1964 habe ich als Zahnarzt (Zivilangestellter) in der Dentalklinik der United States Army in Darmstadt praktiziert. Seit 1. Oktober 1964 tue ich als Sanitätsoffizier (Stabsarzt, Z) bei der Luftwaffe der Bundeswehr Dienst.

Neben meiner zahnärztlichen Tätigkeit hatte ich außerdem noch eine Sanitätseinheit zu führen. Seit dem 15. Oktober dieses Jahres führe ich als Stabsarzt und Kompaniechef die zweite Luftwaffen-Sanitätsausbildungskompanie im Lager Lechfeld.

Als Assistent, als Zahnarzt in der amerikanischen Armee und in der Bundeswehr, hatte ich Gelegenheit, wertvolle Erfahrungen für eine zahnärztliche Praxis zu gewinnen.

Ich habe mich als Sanitätsoffizier bei der Bundeswehr für 5 Jahre verpflichtet und werde voraussichtlich nach Ablauf dieser Verpflichtung ausscheiden und eine eigene Praxis gründen.

